Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
und Defektprothetik der Poliklinik und Klinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität Düsseldorf
(Direktor: Prof. Dr. H. Böttger)
– Westdeutsche Kieferklinik –

Untersuchungen über die Statik von Unterkiefer-Freiendprothesen unter besonderer Berücksichtigung des konstruktiven Aufbaus von Klammern und Verbindungselementen

D I S S E R T A T I O N

zur

Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

SIEGFRIED GRYSKO

1980

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543926_0107

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
und Defektprothetik der Poliklinik und Klinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität Düsseldorf
(Direktor: Prof. Dr. H. Böttger)
– Westdeutsche Kieferklinik –

Untersuchungen über die Statik von Unterkiefer-Freiendprothesen unter besonderer Berücksichtigung des konstruktiven Aufbaus von Klammern und Verbindungselementen

D I S S E R T A T I O N

zur

Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

SIEGFRIED GRYSKO

1980

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Düsseldorf

Der Dekan
gez. Prof.Dr.Krüskemper

1. Berichterstatter
gez.Priv.-Doz.Dr.Dr.Spiekermann

2. Berichterstatter
gez. Prof.Dr.Podlesch

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. PROBLEMSTELLUNG	1
2. LITERATURÜBERSICHT	4
3. VERSUCHSANORDNUNG	15
3.1. Das Modell	15
3.2. Die Meßapparatur	19
3.3. Die Belastung des Freiendsattels	22
3.4. Der untersuchte Zahnersatz	24
3.5. Der Meßvorgang	27
4. ERGEBNISSE	30
4.1. Die Bewegungen der Klammern in der Vertikalen.	30
4.2. Die Verbiegung des Lingualbügels	43
4.3. Die Verbiegung der Klammerstiele	56
5. DISKUSSION	70
6. ZUSAMMENFASSUNG	75
7. SCHRIFTTUMSVERZEICHNIS	76
8. ANHANG	81

1. PROBLEMSTELLUNG

Einseitige Freiendprothesen im Unterkiefer können verschiedenartig konstruiert werden. Insbesondere die Ansichten über die zweckmäßigste Verankerungsform des Freiendsattels am Restgebiß waren in den vergangenen 40 Jahren einem mehrmaligen Sinneswandel unterworfen:

In den 40-er und 50-er Jahren wurde von wissenschaftlicher Seite die Kopplung des Prothesensattels an das Restgebiß über bewegliche Verbindungselemente in Form von Federn und Gelenken gefordert:

Es zeigte sich jedoch bei der praktischen Anwendung von Federn, daß bei normaler Dimensionierung der Federstiele (Ø 1,0 bis 1,8 mm) diese zu schwach waren um auf Dauer ihre Form und Elastizität beizubehalten. Sie ermüdeten und gaben dem Sattel rein schleimhautgetragenen Charakter. Als Folgen resultierten daraus klinisch stärkere Einlagerungen der Sättel in das tragende Kieferkammgewebe verbunden mit parodontaler Schädigung der angrezenden Zähne sowie Nonokklusionen im Sattelbereich.

Bei Verwendung von Gelenken wurde bewußt eine Zweiteilung der Prothese angestrebt: die Prothesen-Basis auf der einen Seite und das Klammergerüst auf der anderen Seite.

Beide Teile wurden gelenkig so miteinander verbunden, daß bei Kaudruckbelastung des Sattels dessen Einlagerung in das Kieferkammgewebe möglich war ohne die Klammerzähne gleichzeitig auf Kippung zu beanspruchen.

Als negative Folge der gelenkigen Verbindung und der damit direkten Kraftübertragung auf den Freiendsattel bei Belastung der Prothese im Sattelbereich, kam es oft zu einer Überbelastung des Kieferkammes, was wiederum zu resorptiv-atropischen Veränderungen des Alveolarkammes unter dem Prothesensattel führte.

Seit Beginn der 60-er Jahre stehen die starren Abstützungen im Vordergrund. Vorteile der starren Abstützung liegen in erster Linie in der technisch einfacheren Konstruktion des Prothesengerüstes und in der gleichmäßigeren Verteilung der an der Prothese angreifenden Kräfte auf Pfeilerzähne und Kieferkammgewebe. MARXKORS, R. (27) begründet den Vorteil der starren Abstützung gegenüber der beweglichen Verbindung damit, daß durch die starre Kopplung des Sattels an den Pfeilerzahn die Fläche des belastbaren Kieferknochens indirekt vergrößert wird, da zur Fläche des Kieferkammgewebes die Wurzeloberfläche des Pfeilerzahnes hinzugerechnet werden muß. Er nimmt an, daß Kaukräfte, die bei rein gingivaler Lagerung der Prothese überschwellig sind und zu pathologischen Reaktionen im Bereich des zahnlosen Prothesenlagers führen, bei starrer Abstützung des Sättel am Restgebiß durch die indirekte Vergrößerung der belastbaren Knochenfläche im Bereich physiologischer Belastungen liegen.

Ungeklärt ist bisher bei starr abgestützten Freiendprothesen im Unterkiefer die Frage, inwieweit Kräfte, die am Freiendsattel angreifen, auf die teil-oder vollbezahnten kontralaterale Seite übertragen werden.

Zwar konnten Untersuchungen der letzten Jahre (KÖRBER, E. und LEHMANN, K. (1967), JÜDE, H.D. (1969), JÜDE, H.D. (1970), WINDECKER, D. und HERMANNS, W. (1970), FINGER, W. (1971), LUDWIG, P. (1976), KERSCHBAUM, Th. SCHNATZ, U. und SCHWIECKERATH, H. (1979) wertvolle Erkenntnisse auf dem Gebiet der Prothesenkinematik liefern und zeigen, daß:

1. die Steifheit der routinemäßig verwendeten Lingualbügel oft nicht ausreichend ist,
2. eine Torsion und Verbiegung des Lingualbügels bei Belastung der Prothesensättel die Folgen sind,
3. Kraftübertragungen vom Freiendsattel auf die Klammerzähne der Balanceseite nur begrenzt stattfinden können,

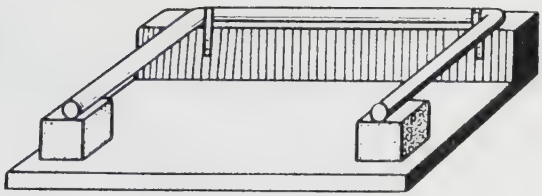
bis heute ist jedoch noch nich geklärt, inwieweit die am Freiendsattel angreifenden Kräfte auf die Haltelemente und damit die Pfeilerzähne der Balanceseite - bei unterschiedlichen konstruktiven Aufbau der Prothesen - übertragen werden.

In der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden, ob und in welcher Größenordnung eine am Freiendsattel angreifende Kraft auf die mesiale und distale Klammer der bezahnten kontralateralen Seite übertragen wird.

2. LITERATURÜBERSICHT

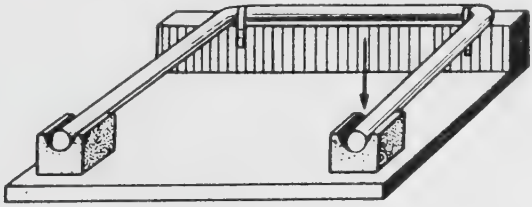
KANTOROWICZ, A. (15) versuchte im Jahre 1949 als erster, die Kinematik von rein gingival gelagerten und sattelnah abgestützten Freiendsätteln rechnerisch darzustellen. Als Bewertungsgrundlage für die Funktionstüchtigkeit der Prothesen diente KANTOROWICZ die Randeinsenkung des Freiendsattels. In einem Modellversuch stellte er fest, daß bei sattelnah abgestützten Freiendprothesen nur bei Belastung im mesialen Satteldrittel die distale Sattelrandeinsenkung kleiner war, als bei rein gingival gelagerten Freiendprothesen. Bei Belastung in der Sattelmitte war die distale Randeinsenkung beim gestützten Freiendsattel größer als bei einem rein schleimhautgetragenen. In seiner Versuchsanordnung zur "Statik der partiellen Prothese" ging er von einer starren Verbindung der Schleimhautsättel und damit von einem starren Lingualbügel aus. Er verglich im Versuch den Lingualbügel mit einem U-förmig gebogenen Draht, dessen Verbindungsteil auf einem Holzbalken auflag, während die freien Drahtenden jeweils auf ein Gummipolster gelagert wurden. An den Knickzonen war der Draht so mit Klammern an seiner Unterseite befestigt, daß noch Drehungen um seine Achse möglich waren (Abb. 1).

Abb. (1)



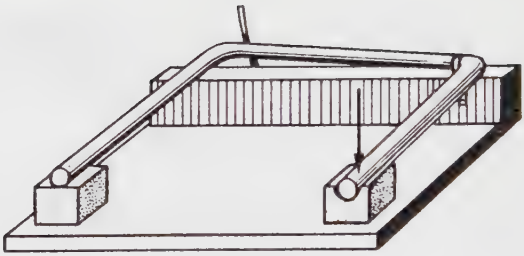
Bei Druckausübung auf ein freies Drahtende senkten sich beide Drahtenden gleichmäßig in das elastische Lager ein, d.h. jede Seite - auch die nichtbelastete - nahm die Hälfte der angreifenden Kraft auf (Abb. 2).

Abb. (2)



Wurde die Klammer an einem der Befestigungspunkte gelöst, so hob sich bei Freiendbelastung der Gegenseite der Draht an dieser Stelle vom Balken ab. (Abb. 3).

Abb. (3)



Der belastete Sattel lagerte sich dann doppelt so tief das elastische Lager ein wie im Beispiel 2, während der unbelastete Sattel nicht einsank.

KANTOROWICZ leitete aus diesen Modellversuchen folgende Schlußfolgerungen ab:

1) die Klammerpfeiler werden auf der Arbeitsseite auf Druck, auf der Balanceseite auf Zug beansprucht,
2) bei ausreichender Verankerung werden die an einen Fr endsattel angreifenden Kaukräfte über das starre Ver dungselement (Lingualbügel) gleichmäßig auf beide Sä verteilt.

Um Verbiegungen und Torsionen des Lingualbügels zu mess spannte KÖRBER, E. (1957) doppelseitige Unterkieferfrei prothese einseitig ein und belastete den nicht eingespa ten Freiendsattel bis zu 1 Kp. Bei Belastung der Prothe in diesen Größenordnungen, bog sich der Lingualbügel in Scheitel bis maximal 0,1 mm (am belasteten Freiendsatte ende gemessen) durch.

VAN THIEL, H. (37) verwendete im Jahre 1958 als erster Dehnungsmeßstreifen, um die Verbiegung unterschiedlich konstruierter Oberkieferprothesen beim Kauvorgang zu messen. Er beklebte Prothesen mit Dehnungsmeßstreifen und stellte Biegungen der Platten beim Kauvorgang fest.
Die Belastungsverhältnisse unter Freiendprothesen mit sattelnaher und sattelferner Abstützung am Restgebiß während des Kaugeschehens untersuchte LANGENSTEIN, D. (1965). Bei sattelnaher Abstützung trat mesial eine durchschnittliche Schleimhautbelastung von 4,6 Kp/cm^2 auf (mesial unter der Kaufläche des Prothesen-Zahnes 46), distal (distal unter der Kaufläche des Zahnes 47) war eine Belastung von 5,7 Kp/cm^2 meßbar. Die durchschnittliche Schleimhautbelastung bei sattelferner Abstützung betrug mesial 5,1 Kp/cm^2, distal 5,6 Kp/cm^2. Die Ergebnisse wurden von LANGENSTEIN dahingehend interpretiert, daß bei einer sattelfernen Abstützung parodontalgingival getragener Freiendprothesen die Schleimhaut unter dem Freiendsattel gleichmäßiger und damit günstiger belastet war.

BAER, O. (1965) forderte nach mathematischen Berechnungen über die Statik von Freiendprothesen u.a. zwei schon empirisch-klinisch bekannte Tatsachen:

1) Je länger der Freiendsattel, desto kleiner die Kippung des Klammerzahnes,
2) Je länger der Freiendsattel, desto kleiner seine distale Randeinsenkung.

Seine Berechnungen untermauerten die klinische Forderung, nur in den mesialen 2/3 eines Freiendsattels die künstlichen oder natürlichen Zähne in kaufunktionellen Kontakt treten zu lassen und die Extension eines Freiendsattels möglichst groß zu gestalten.

KÖRBER, E. und LEHMANN, K. (1967) erzielten bei in vivo- und in vitro-Untersuchungen zu Lagerung unterer Freiendprothesen gleiche Ergebnisse wie LAGENSTEIN, D. (21). Die Belastungsverteilung auf die Schleimhaut unter einem sattelfern gelagerten Sattel einer Modellgußprothese war gleichmäßiger, als unter einem kurz abgestützten Freiendsattel. Dies galt besonders dann, wenn das distale Sattelende nicht belastet wurde. Auf die Balanceseiten der Modellgußprothesen wurden bei ihren Untersuchungen keine oder nur geringe Kräfte übertragen.

HOFFMANN, M. (1967) untersuchte im Jahre 1967 die Kinematik von Pfeilerzähnen an zehn Patienten, die mit einseitigen Freiendprothesen versorgt worden waren. Die Exkursionsbewegung von Pfeilerzähnen maß er dabei mit elektronischen Wegaufnehmern. Die einseitigen Freiendprothesen waren mittels vermessener Gußklammer teils starr, teils federnd abgestützt. Die Belastungen des Sattels erfolgten an neun verschiedenen Punkten auf der Kaufläche und den Seitenflächen des Sattels. Die Untersuchungen zeigten, daß die Pfeilerzähne sich in allen drei Ebenen bewegten. Im allgemeinen waren die Ausschläge kleiner, als bei direkter Belastung. Lediglich bei starrer Lagerung der Sättel waren

die Auslenkungen teilweise größer und lagen außerhalb der physiologischen Normen. Die Intrusion der Pfeilerzähne in das Alveolarfach betrug bei Belastung von 1 Kp 77 µm in apikaler Richtung, nach mesial 26 µm und nach distal 90 µm.

JÜDE, H.D. (1969) baute ein Modell eines einseitigen UK-Freiendgebisses das - nach seinen Angaben - den biophysikalischen Verhältnissen des Parodonts und der normalen Resilienz des Prothesenlagers im Unterkiefer angepaßt wurde. Er orientierte sich im wesentlichen an Werten die von REHM, H., KÖRBER, E. und KÖRBER, K.H. (31) an Patienten ermittelt worden waren. In seiner Versuchsanordnung wurden die Sättel der unterschiedlich konstruierten Freiendprothesen im mesialen, mittleren und distalen Sattelabschnitt bis zu 20 Kp belastet. Die Ergebnisse zeigten, daß es bei Belastung des Freiendsattels nicht nur zu Kippbelastungen auf die Pfeilerzähne kommt, sondern daß es gleichzeitig im Übergangsbereich des Lingualbügels zum Freiendsattel und im Bereich der Klammerstiele zu stärkeren Torsionsbelastungen kommt. In einer weiteren Untersuchung konnte JÜDE, H.D. (1970) zeigen, wie sehr die Bewegungen des Sattels von der Lokalisation der Kraftangriffspunkte abhängen. Obwohl nur vertikale Kräfte den Prothesensattel an unterschiedlichen Punkten trafen, kam es infolge von Kippungen zu sehr unterschiedlichen Bewegungen der Sattelränder. Die prozentual größte Verbiegung des Lingualbügels im Scheitelpunkt erfolgte bei Belastung der buccalen Belastungspunkten im mesialen Satteldrittel.

Alle Belastungen vestibulär der Mittellinie des Sattels wirkten sich ungünstiger als vergleichbaren Belastungen auf der oralen Seite aus, da sie zu stärkeren Kippungen der belasteten Sättel führten.

WINDECKER, D. und HERMANNS, W. (1970) untersuchten mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen die Dynamik bilateraler Unterkiefer-Freiendprothesen bei verschiedenen Stärken des Sublingualbügels und unterschiedlichen Klammerkonstruktionen. Die Modellversuche und die vergleichend gegenübergestellten klinisch-experimentellen Untersuchungen ergaben, daß mit zunehmender Verankerung der Prothesen am Restgebiß und mit zunehmender Festigkeit der Basis auch die physiologische Belastbarkeit der Prothesen anstieg. Sie folgerten aus ihren Untersuchungen: der Zahnersatz sollte so stark dimensioniert sein, daß er unter Krafteinwirkung ausschließlich vertikale Translationen ausführt. Aus ihren experimentellen Untersuchungen schlossen sie für die Konstruktion von Modellgußprothesen in der Praxis, daß im Normalfall Bügelstärken von 2 x 4 mm nicht unterschritten werden sollten.

MATSUMOTO, M. und GOTO, T. (1970) maßen bei drei unterschiedlich konstruierten, einseitigen Freiendprothesen die Bewegungen der Klammerzähne bei seitlicher Belastung im Munde von Patienten. Dabei waren zwei einseitige Freiendprothesen ohne Unterzungenbügel konstruiert und wiesen keine Klammerabstützung und Retention auf der Balanceseite auf.

Diese Prothesen waren lediglich auf der Freiendseite mit "E" und "Y" Klammern verankert. Die doppelseitig abgestützte Prothese war mit Hilfe einer "E" Klammer auf der Freiendseite und mit einer Bonwill-Klammer auf der Balanceseite befestigt. Insgesamt konnte aus den Untersuchungen geschlossen werden, daß ohne Prothesen die Bewegungen der Klammerzähne größer waren als mit Prothesen. Die geringsten Bewegungen der Klammerzähne wurden bei der Prothese festgestellt, die mit einer Bonwill-Klammer auf der Balanceseite befestigt war.

FINGER, W. (1971) maß auf einem Prüfmodell, das von HENDERSON, D. und SEWARD, T.E. (9) entwickelt wurde, die Deformation an vier unterschiedlich konstruierten bilateralen Unterkiefer-Freiendprothesen. Es handelte sich um eine bilaterale Freiendprothese zum Ersatz der fehlenden Zähne 36,37, 38,46,47,48. Der Unterzungenbügel hatte eine Stärke von 1,8 x 3,0 mm. Die Sattelausdehnung war bei allen vier Prothesen gleich. Die Gerüstverformungen wurden mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen, die auf der lingualen Seite im Scheitel des Unterzungenbügels angeklebt waren, gemessen. Die Prothesen wurden von buccal her rechtwinklig zur Längsachse des Prothesensattels und unter einer Neigung von 45^{o} zur Okklusionsebene, am Foramen coecum des zweiten Molaren bis zu 10 Kp belastet. Die stärksten Deformationen traten auf bei einer Prothese die mit Bonwill-Klammern an den Zähnen 34,35,44,45 befestigt war. Als Ursache für die starke Deformation dieser Prothese wurde die schwache Bügelstärke im Bereich der Klammerabgänge und des Sattelansatzes verantwortlich gemacht. Bei der Prothese mit direkter Verbindung von Klammer und Sattel (sattelnahe Abstützung) erzielte er

die günstigsten Ergebnisse. Die Untersuchungen zeigten, daß die Rügeldimensionen zwischen Klammerverbindungen und Sattelansatz im allgemeinen zu schwach waren.

LEHMANN, K. (1972) folgerte aus Berechnungen über die Kinematik der Freiendprothese:

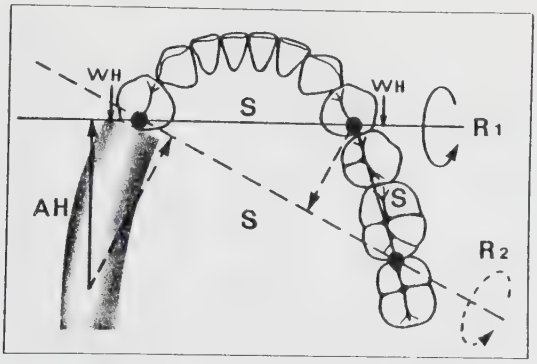
1) Die Belastung der zahnlosen Kieferabschnitte ist bei der gingivalen Lagerung höher als bei der parodontal-gingival getragenen Prothese.
2) Der sattelfern-starr gelagerte Prothesensattel senkt sich um so paralleler d.h. gleichmäßiger ein, je weiter peripher die Abstützung liegt. Mit der Verlagerung des Abstützungspunktes vom Sattel weg geht proportional eine Zunahme der Gesamtbelastung des zahnlosen Prothesenlagers einher.
3) Die sattelnah-starr gelagerte Prothese senkt sich kippend in das Schleimhauttegument ein. Die Gesamtbelastung der zahnlosen Kieferabschnitte ist geringer als bei sattelferner Lagerung.

LUDWIG, P. (1976) untersuchte mit induktiven Kraft - und Wegaufnehmern bei drei verschiedenen Freiendprothesen den Einfluß der Gerüststabilität, der Sattelextension und der Abstützung auf die Kinematik der Freiendprothesen. Bei einer bilateralen Unterkiefer-Freiendprothese, bei der der Prothesensattel auf der Balanceseite mit Hilfe einer Teleskopkrone abgestützt war, reduzierte sich die Lagerbelastung auf der Belastungsseite im Vergleich zur einer Prothese mit bilateraler Klammerabstützung um maximal 5 %.

Bei bilateraler, teleskopierender Abstützung war eine weitere Reduktion der Lagerbelastung auf der Lastseite von 20% feststellbar. Er folgerte aus seinen Untersuchungen, daß die Entlastung des zahnlosen Kieferkammes wesentlich abhängig ist vom Deformationswiderstand der Verbindungselemente, dagegen aber nur indirekt abhängig ist vom Deformationswiderstand des Prothesengerüstes.

In seinen Überlegungen über die statischen Gesetzmäßigkeiten einer einseitigen Freiendprothese im Unterkiefer bei Druckbelastung des Freiendsattels stellte SPIEKERMANN, H. (1977) folgende Zusammenhänge (Abb. 4) fest:

Abb. (4)



Je nach Steifheit des Lingualbügels geht ein Teil der am Sattel angreifenden Kaukraft in eine Torsion des Bügels ein. Als Hauptrotationsachse wird von SPIEKERMANN die Linie R_1 (Abb. 4) angenommen. Prothesenelemente, die im Bereich dieser Rotationsachse liegen, sind einer vermehrten Dreh- und Kippbeanspruchung unterworfen und bedürfen einer ausreichend starken Dimensionierung. Die Rotationsachse R_2

(Abb.4) tritt weniger in Funktion, da nur ein kleiner Teil der am Freiendsattel angreifenden Kraft über den Lingualbügel auf den distalsten Auflagepunkt der bezahnten Seite übertragen wird. Trotz dieser Gegebenheiten empfiehlt SPIEKERMANN die Konstruktion einer möglichst langen Stützlinie auf der bezahnten Seite, um eine möglichst sichere Abstützung der Prothesen zu gewährleisten.

3. VERSUCHSANORDNUNG

3.1. Das Modell.

Für die Versuche verwendeten wir ein Hartgipsmodell aus "Glastone", das in seinen Ausmaßen einem Unterkiefermodell entsprach.

Die Klammerzähne-Frasackozähne aus Kunststoff "Impredur"- wurden entsprechend einem Vorschlag von HENDERSON und SEWARD (9) in künstliche "Alveolen" eingelassen, die mit einer etwa 0,6 mm dicken Silikonschicht zur Nachahmung des Desmodons ausgekleidet waren. Die Schichtdicke von 0,6 mm wurde dadurch erreicht, daß die Frasacko-Wurzeln vor dem Einbetten mit einer Zinnfolie von 0,6 mm als Platzhalter abgedeckt wurden.

Schrauben, die von der Unterseite des Modells in die Wurzelspitzen eingeschraubt wurden, bewahrten die Zähne während des Versuchs davor, daß sie bei Zugbelastung aus den "Alveolen" herausgezogen wurden.

Stellvetretend für alle "Versuchszähne" unseres Modells wurde der Frasackozahn 44 geeicht. Die Belastung des Frasackozahnes erfolgte mit dem Druckgeber (siehe Seite 28) der mit einem Dynamometer in Kp geeicht wurde. Aus diesem Grunde wurde in den folgenden Untersuchungen die Belastung noch in Kp und nicht in Newton gemessen (1 Kp = 9,81 N). Es ergaben sich bei unterschiedlichen Belastungen folgende Intrusionswerte (siehe auch Abb. 5):

1 Kp - 10 µm

2 Kp - 20 µm

3 Kp - 30 µm

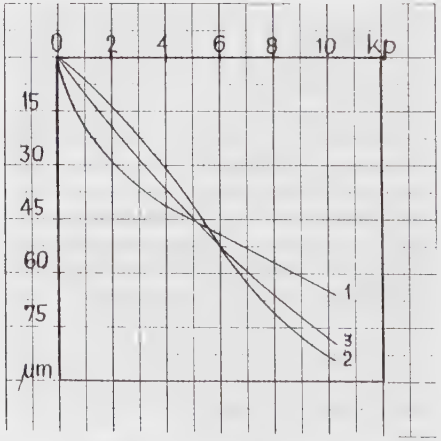
5 Kp - 45 µm

8 Kp - 67 µm

10Kp - 82 µm

Diese Werte entsprachen den von REHM, H., KÖRBER, K.H., KÖRBER, E.(31) und JÜDE, H.D. (13) an Versuchsmodellen eingestellten Werten. Die von uns ermittelten Intrusionswerte sind im Vergleich mit diesen Werten bei Belastung von 1 Kp bis 5 Kp im Durchschnitt etwa 5 µm kleiner und bei Belastung von 5 bis 10 Kp um ca 10 µm größer (siehe Abb. 5).

Abb. (5)

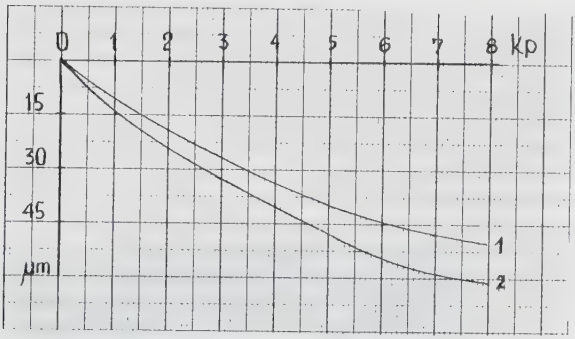


1 - Intrusionsweg eines unteren Prämolaren unter Kaulast nach REHM, H., KÖRBER, E. und KÖRBER, K.H. (31)

2 - Intrusion eines Frasackozahnes des Modells nach JÜDE, H.D. (13)

3 - Intrusion eines Frasackozahnes unseres Modells.

Der unbezahnte Alvearfortsatz wurde - ebenfalls einem Vorschlag von HENDERSON, D. und SEWARD, T.E. (9) folgend - mit einer 2-3 mm dicken Schicht eines weichbleibenden Kunststoffes ("Flexon") versehen. Die Komprimierbarkeit des weichbleibenden Kunststoffes unter einer Sattelfläche von 4,5cm^2 ensprach derjenigen, die von JÜDE, H.D. (13) für ein von ihm entwickeltes Prüfmodell angegeben wurde. (siehe Abb.6). Abb. (6)



1 - Einsinktiefen des Butylkautschuks unter einer Sattelfläche von 4,5 cm^2 (JÜDE, H.D.)

2 - Einsinktiefen des weichbleibenden Kunststoffes unseres Modells unter einer Sattelfläche von 4,5 cm^2 der Prothese I.

Die Einlagerung des Freiendsattels in den weichbleibenden Kunststoff wurde bei unserem Modell bei Belastung auf Punkt 4 (Sattelmitte) der Prothese I (siehe Seite 22) mit einem Wegaufnehmer gemessen. Die Komprimierbarkeit des weichbleibenden Kunststoffes unter dem Freiendsattel unseres Modells war im Durchschnitt etwa 8 µm größer als am Modell von JÜDE, H.D. Im Diagramm (Abb. 6) können wir eine parallele Verschiebung der Kurven feststellen.
Es wurden folgende Werte beim Eindrücken des Freiendsattels in dem weichbleibenden Kunststoff mit dem Wegaufnehmer gemessen:

1 Kp - 15 µm
2 Kp - 24 µm
3 Kp - 34 µm
4 Kp - 41 µm
6 Kp - 50 µm
8 Kp - 60 µm

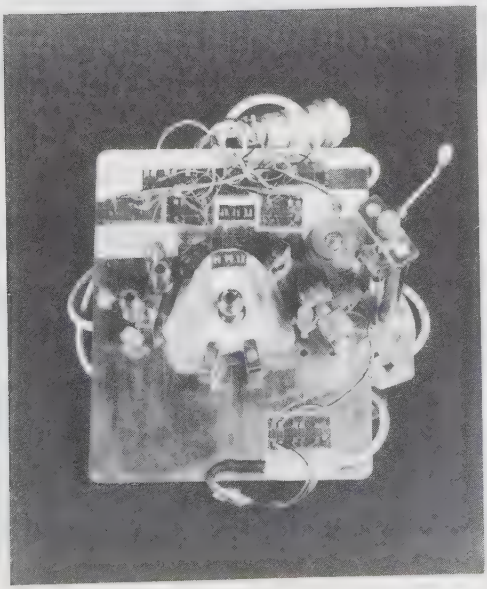
Die für die Zahnbeweglichkeit und die Komprimierbarkeit des weichbleibenden Kunststoffes auf unserem Modell ermittelten Werte liegen in Größenordnungen, die bei Untersuchungen von MÜHLEMANN, H.R. (29), KÖRBER, K.H. (17) und REHM,H.KÖRBER,E. und KÖRBER, K.H. (31) klinisch, d.h. im Munde von Patienten gemessen werden konnten.

3.2. Die Meßapparatur.

Das Modell wurde auf einem Meßtisch - 3 mm dicke Messingplatte auf die eine 8 mm dicke Kunststoffplatte aufgebracht war - festgeschraubt (Abb. 7).

Das Abheben und die Einlagerung der Klammerauflagen im Bereich der Versuchszähne 34 und 37 wurde mit einen induktiven Wegaufnehmer gemessen. Das Stativ in das der Wegaufnehmer festgeschraubt war, wurde so konstruiert, daß jeder Punkt der Klammerzähne mit dem Wegaufnehmer erreicht werden konnte (siehe Abb. 19).

Abb. (7)



Die Verbiegungen im Scheitelpunkt des Lingualbügels, der Klammerstiele und am Übergang des Bügels zum Freiendsattel wurden mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen gemessen, die , wie auf den Abbildungen (8,9,10,11) sichtbar, an diesen Stellen auf die Prothesen aufgeklebt wurden.

Wir verwendeten Dehnungsmeßstreifen der Firma Hottinger Baldwin Meßtechnik Typ 0,6/120 LY 11.

Abb. (8)

Prothese I

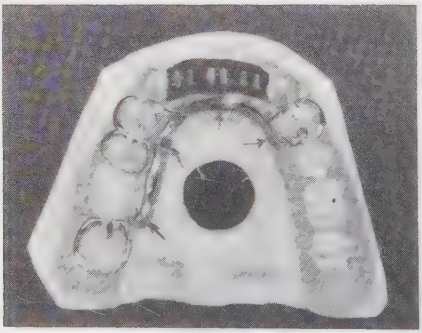


Abb.(9)

Prothese II

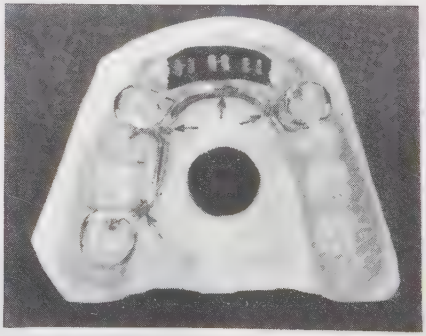


Abb. (10)

Prothese III

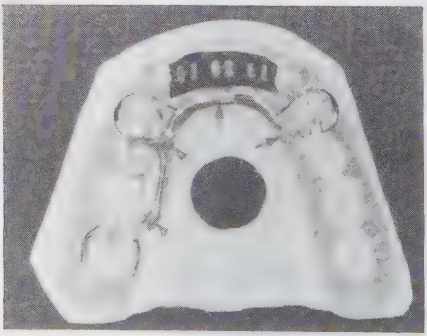
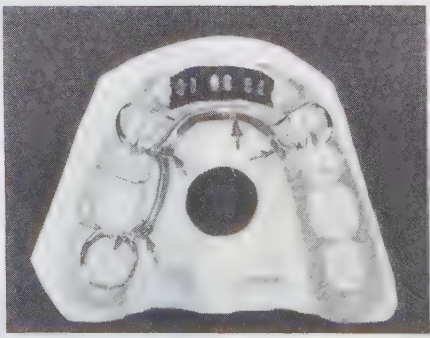


Abb. (11)

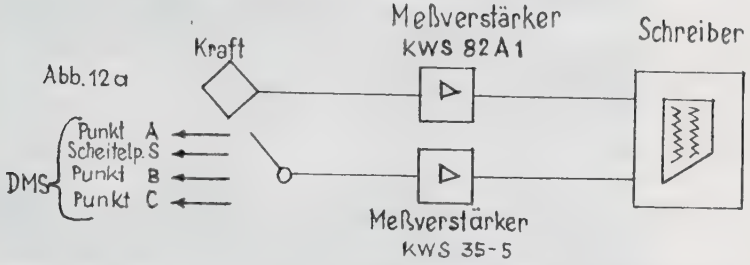
Prothese IV



Die Impulse des induktiven Wegaufnehmers und der Dehnungsmeßstreifen wurden von einem Meßverstärker (Typ KWS 35-5 und Typ KWS 82 A 1) der Firma Hottinger Baldwin-Meßtechnik aufgenommen und auf einem Schreiber (Typ B 34 der Firma Rikadenki)übetragen.

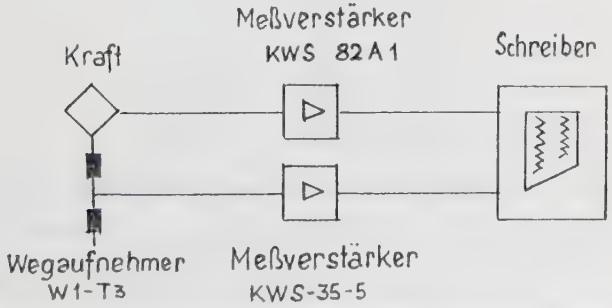
Technische Zeichnung der Meßkette:

Abb. (12a)



12 a) Messung der Verbiegungen mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen am Übergang des Lingualbügels zum Freiendsattel (Punkt A), im Scheitelpunkt des Lingualbügels (S), im Klammerstiel B (mesiale Klammer der bezahnten Seite) und im Klammerstiel C (distale Klammer der bezahnten Seite).

Abb. (12b)

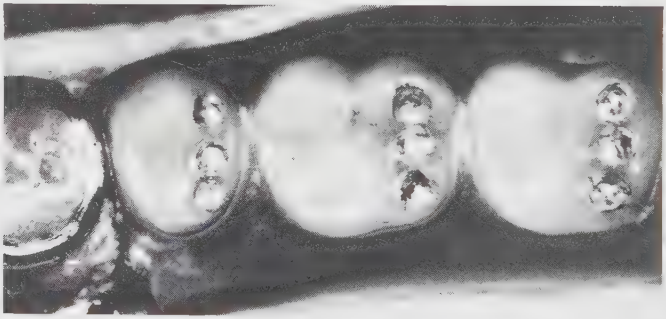


12 b) Messung der Bewegungen der Klammern B und C mit dem induktiven Wegaufnehmer.

3.3. Die Belastung des Freiendsattels.

Die Belastung der Freiendsättel erfolgte durch einen Dorn, (siehe Abb. 14) der an einem Hebelarm befestigt war, an neun Punkten.

Abb. (13)



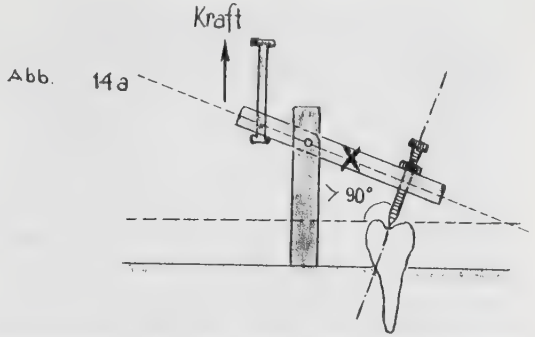
1.Punkt - disto-central, Zahn 45
2.Punkt - disto-buccal, Zahn 45
3.Punkt - disto-Lingual, Zahn 45
4.Punkt - disto-central, Zahn 46
5.Punkt - disto-buccal, Zahn 46
6.Punkt - disto-lingual, Zahn 46
7.Punkt - disto-central, Zahn 47
8.Punkt - disto-buccal, Zahn 47
9.Punkt - disto-lingual, Zahn 47

Der Punkt 4 entspricht etwa der Sattelmitte.

Der Dorn und die Schraube, mit der die Kraft appliziert wurde, wurden zum Drehpunkt des Hebelarms hin so ausgerichtet, daß nach den Hebelgesetzen, unter dem Dorn das Sechsfache der Kraft wirkte.

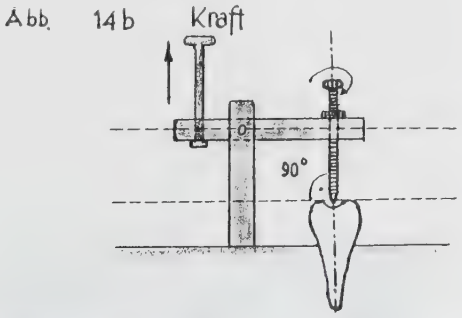
Um mit dem Dorn alle gewünschten Punkte am Sattel erreichen zu können war der Stab, der den Hebelarm trägt, in einer Laufschiene auf der Meßplatte verschieb-, aber feststellbar befestigt. Bei unseren Untersuchungen versuchten wir bei Belastungen den Dorn in der vertikalen Lage durch Ein- und Ausdrehen des Dorns zu halten.(Abb. 14).

Abb. (14a)



a) Der Belastungsdorn ist zu stark aus dem Hebelarm herausgedreht und bildet mit der Kauebene einen Winkel $>90^{o}$.

Abb. (14b)



b) Durch das Eindrehen des Dorns erreichten wir den Winkel von etwa 90^{o}. (der Hebelarm ist parallel zur Kauebene).

Zur Einstellung der über den Dorn auf die Meßpunkte des Prothesensattels jeweils auszuübenden Kraft wurde zunächst auf dem Hebelarm (Punkt x in Abb 14a) ein Dehnungsmeßstreifen aufgeklebt. Bei definierten Zugbelastungen von 2 - 18 Kp wurden die Verbiegungen des Hebelarmes gemessen. Diese Verbiegungen wurden im späteren Versuch mit Hilfe des Meßverstärkers exakt wieder eingestellt, um auf diese Weise die gewünschten Belastungen über den Dorn auf die Prothesensattel aufzubringen.

3.4. Der untersuchte Zahnersatz.

Vier einseitige Freiendprothesen mit unterschiedlicher Konstruktion wurden untersucht.

Für die Herstellung der Modellgußgerüste verwendeten wir die Legierung "Wironium" der Firma Herbst.

Die technische Daten der Modellgußlegierung:

1. Härte nach Wickers	330
2. E.Modul	216 000 N/mm^2
3. Zugfeste RM	1 000 N/mm^2

Die Zusammensetzung der Legierung:

1. Chrom	27 %
2. Kobalt	63 %
3. Molybdän	6 %
4. Silizium	0,7 %
5. Spurelemente	3,3 %

Es wurden folgende Prothesen-Konstruktionen untersucht:

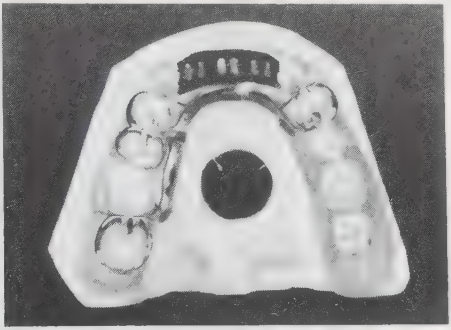
Prothese I - Bügel Stärke 3,8 x 1,8 mm (Bego-Wachsschablone)

a) Klammer A - modifizierte Back-Aktion Klammer auf 44 mit Kippmeider auf Zahn 43 und distale Auflage auf Zahn 44.

b) Klammer B - Bonwill-Klammer auf den Zähnen 34,35.

c) Klammer C - "E" Klammer mit mesialer Auflage auf dem Zahn 37.

Abb. (15)



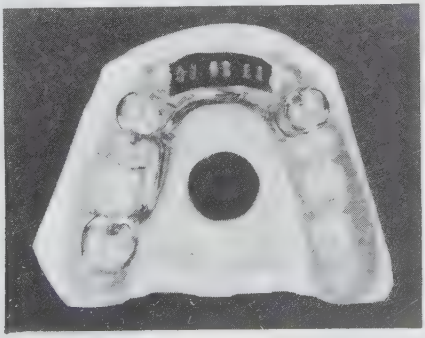
Prothese II - Bügelstärke 3,7 x 1,8 mm (Bego-Wachsschablone)

a) Klammer A - eine Back-Aktion Klammer auf Zahn 44.

b) Klammer B - eine "E" Klammer mit distaler Auflage auf Zahn 34 und mesialer Auflage auf Zahn 35 (Kippmeider).

c) Klammer C - eine "E" Klammer mit mesialer Auflage auf Zahn 37.

Abb. (16)



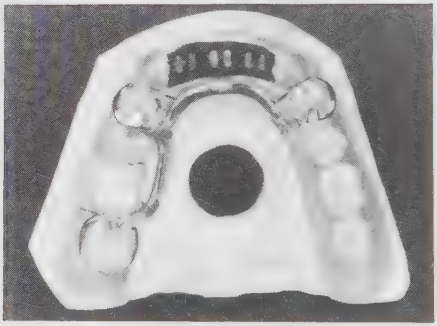
Prothese III - Lingualbügel - Stärke 1,8 x 3,6 mm (Bego-Wachsschablone)

a) Klammer A - "E" Klammer mit sattelnaher Abstützung auf Zahn 44.

b) Klammer B - "E" Klammer mit distaler Auflage auf Zahn 34

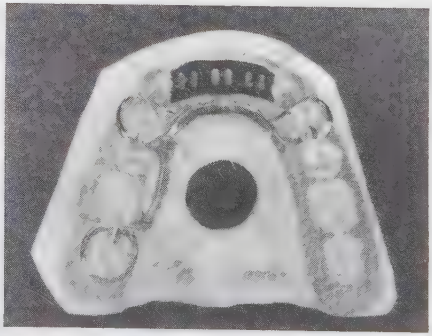
c) Klammer C - "E" Klammer mit mesialer Auflage auf Zahn 37.

Abb. (17)



Prothese IV - Bügelstärke 1,5 x 3,0 mm, Klammerkonstruktion wie bei Prothese III.

Abb. (18)



3.5. Der Meßvorgang.

Der Meßvorgang wurde in zwei Teilen durchgeführt.

Im ersten Teil der Messungen wurde mit dem induktiven Wegaufnehmer gemessen. Es galt festzustellen, ob sich bei Belastung des Freiendsattels die Klammerauflagen "B" und "C" heben oder eindrücken würden.

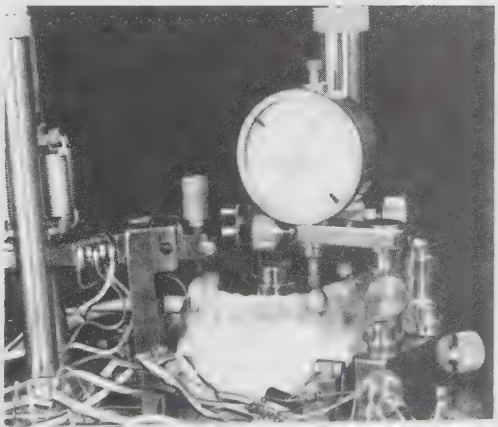
Im zweiten Teil der Messungen wurden mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen Verbiegungen in den Klammerstielen, im Bügelübergang zum Freiendsattel und im Scheitelpunkt des Lingualbügels gemessen.

3.5.1. Messung der Bewegung der Klammerauflage "B" und "C" in der Vertikalen bei verschiedenen Belastungen.

Die Ausgangsbelastung von zwei Kilopond wurde in einer Meßreihe um jeweils vier Kilopond kontinuierlich bis zu einer Maximalbelastung von 18 Kp erhöht.

Die Werte der Bewegungen der Klammerauflage wurden jeweils nach ca einer Minute abgelesen. Vor Beginn jeder neuen Versuchsreihe wurde die Rückstellung der Prothese und des Modells abgewartet. Zur Kontrolle der Null-Stellung diente eine Meßuhr die, bei einer nicht gemessenen Auflage auf den Nullpunkt justiert war (siehe Abb. 19).

Abb. (19)

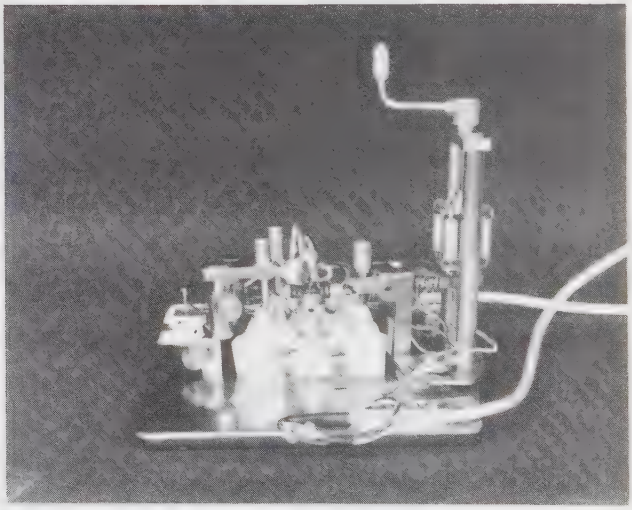


Die Werte der Klammerbewegungen bei den einzelnen Belastungen sind den Tabellen 1 bis 4 zu entnehmen.

3.5.2. Messung der Verbiegungen der Klammerstiele, des Lingualbügels im Scheitelpunkt und im Bügelübergang zum Freiendsattel mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen.

Um die Verbiegungen in den Stielen der Klammer B und C bei Belastung des Freiendsattels zu messen, wurden die Klammerauflagen mit Hilfe von zwei Dornen festgehalten (siehe Abb.20)

Abb. (20)



Durch das Festhalten der Klammerauflagen verhinderten wir das Abheben der Klammern bei Belastung des Freiendsattels. Somit konnten wir Verbiegungen im Übergang des Lingualbügels zum Freiendsattel, in den Klammerstielen und im Scheitelpunkt des Lingualbügels messen.

Beim Festschrauben des Dorns wurde besonders darauf geachtet, daß kein Druck auf die Klammerauflage ausgeübt wurde (Nullstellung). Als Kontrolle wurde mit dem Wegaufnehmer die Bewegung des Freiendsattels - bei gleichzeitigem Festschrauben des Dorns - gemessen.
Die Nullstellung des Dorns wurde dann angenommen, wenn wir keine Bewegung des Freiendsattels bei Festschrauben des Dorns feststellen konnten.
Die Meßwerte der Verbiegungen im Bügelübergang zum Freiendsattel, im Klammerstiel der Klammern B und C und im Scheitelpunkt des Lingualbügels sind den Tabellen 5 bis 8 zu entnehmen.

4. ERGEBNISSE

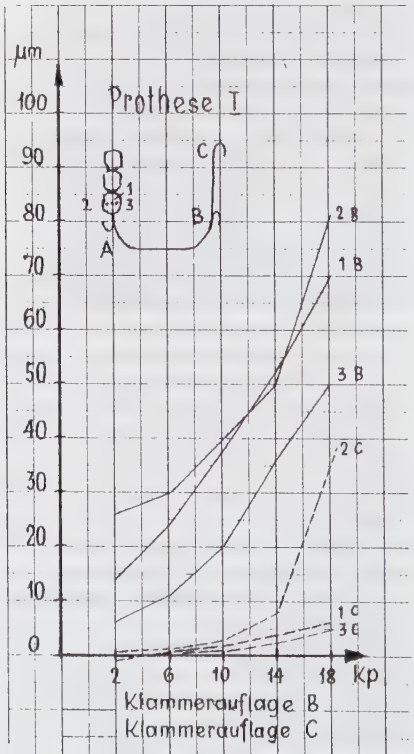
4.1. Die Bewegungen der Klammern in der Vertikalen.

Zur Verdeutlichung der Ergebnisse wurden die Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" auf den Diagrammen dargestellt. Das Abheben der Klammer vom Klammerzahn wurde mit dem Zeichen plus (+), die Intrusion des Klammerzahnes in das künstlich geschaffene Zahnfach durch die Klammer mit dem Zeichen minus (-), bezeichnet.

Die Werte der Bewegungen der Klammern bei verschiedenen Belastungen wurden in den Tabellen 1 bis 4 dargestellt.

4.1.1. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese I bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 1,2,3 (im vorderen Satteldrittel).

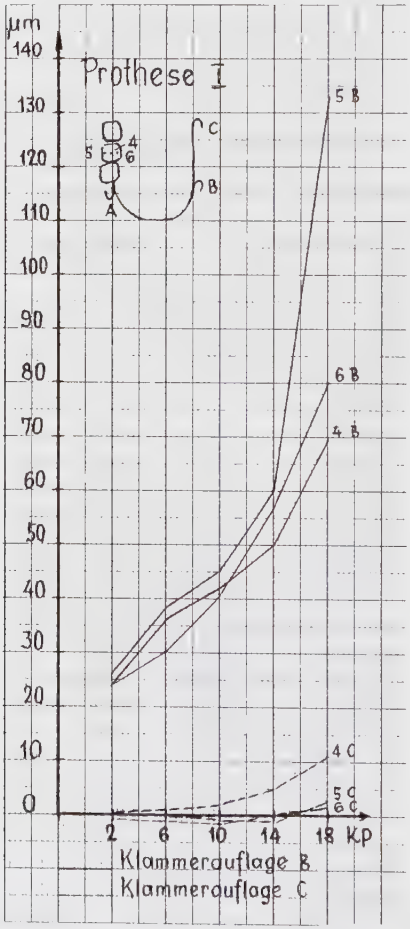
Abb. (21)



Bei einer Belastung von 18 Kp auf den Punkten 1 und 3 wurden die Bewegungen der Klammerauflage "C" (distale Klammer der bezahnten Seite) in den Vertikalen im Durchschnitt etwa um das 10-fache kleiner als die Bewegungen der Klammerauflage "B" ermittelt. Zur relativ stärksten Klammer-Abhebung kam es bei dieser Messung auf dem buccalen Belastungspunkt 2 (80 µm bei der Klammer "B" und 35 µm bei Klammerauflage "C"). Die niedrigsten Werte wurden bei einer Belastung von 2 Kp auf dem lingualen Belastungspunkt 3 gemessen (siehe Abb. 21).

4.1.2. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese I bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 4,5,6 (im mittleren Satteldrittel).

Abb. (22)

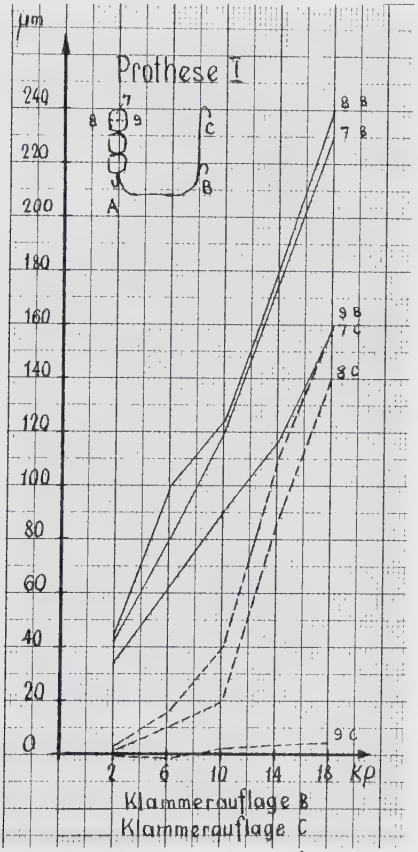


Auch hier waren die durchschnittlichen Werte an der Klammerauflage "B" etwa um das 10-fache größer, als die Werte an der Klammer "C". Die Höchstwerte für die Abhebung der Klammerauflage "C" betrugen bei einer Belastung auf Punkt 4 (central) 10 µm und bei Klammerauflage "B" auf Punkt 5 (buccal) 130 µm. Die niedrigsten Werte konnten an der

Klammerauflage "B" bei einer Belastung von 2 Kp auf den Punkten 4 und 6 gemessen werden (+24 µm).

4.1.3. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese I bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 7,8,9 (im distalen Satteldrittel).

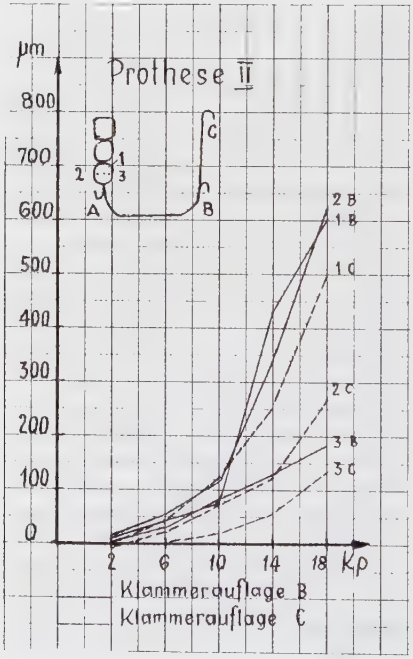
Abb. (23)



Bei Belastung auf den Punkten 7,8,9 (im distalen Satteldrittel) hoben sich die Klammerauflagen "B" und "C" von den Zähnen ab etwa um das Doppelte im Vergleich zu den Werten bei Belastung auf den Punkten 4,5,6. Die niedrigsten Werte dieser Meßgruppe wurden bei einer Belastung von 2 Kp auf den

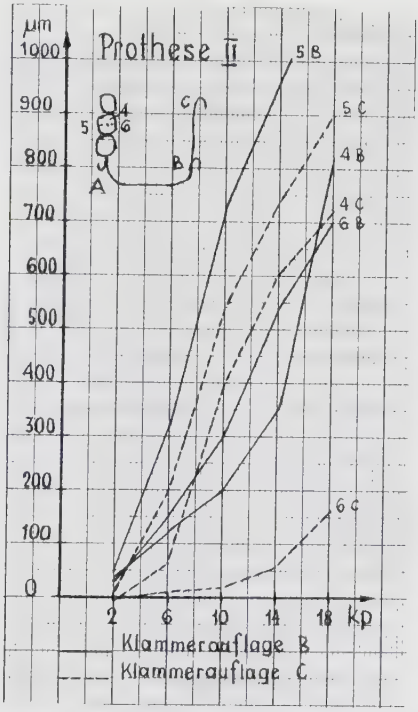
Punkt 9 (lingual) gemessen, insbesondere bei der Klammer "C" (- 0,1 µm).

4.1.4. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese II bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 1,2,3 (im vorderen Satteldrittel). Abb. (24)



Bei dieser Prothesenkonstruktion II konnten generell die Höchstwerte ermittelt werden. Bei einer Belastung von 18 Kp auf den Punkt 1 wurden bei Klammerauflage "B" +600 µm, bei Klammerauflage "C" +500 µm gemessen. Bei dieser Belastung auf Punkt 3 konnten deutlich die niedrigsten Werte gemessen werden (bei Klammerauflage "B" +180 µm und bei Klammerauflage "C" +132 µm).

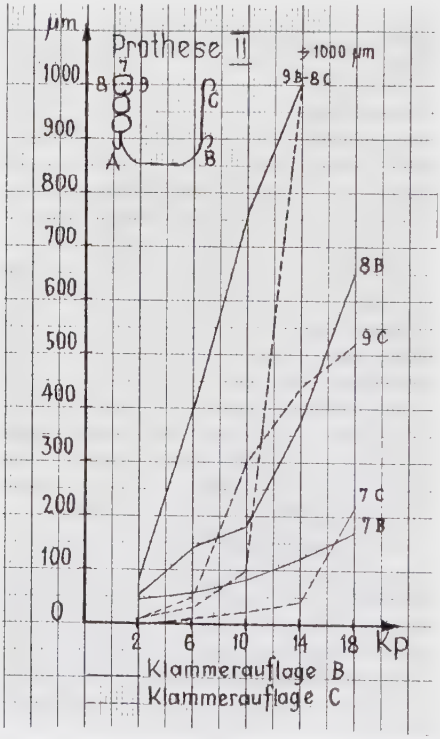
4.1.5. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese II bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 4,5,6 (im mittleren Satteldrittel). Abb. (25)



Bei einer Belastung von 18 Kp auf den Punkt 5 lagen die Höchstwerte bei der Klammerauflage "B" bei über +1000 µm und bei +900 µm bei der Klammerauflage "C". Bei einer Belastung von 2 Kp wurden bei Klammerauflage "B" +50 µm, bei Klammerauflage "C" +10 µm ermittelt. Die relativ günstigsten Belastungsergebnisse ergaben sich für die Klammerauflage "C" bei Punkt 6 (lingual) (bei Belastung von 18 Kp = + 160 µm).

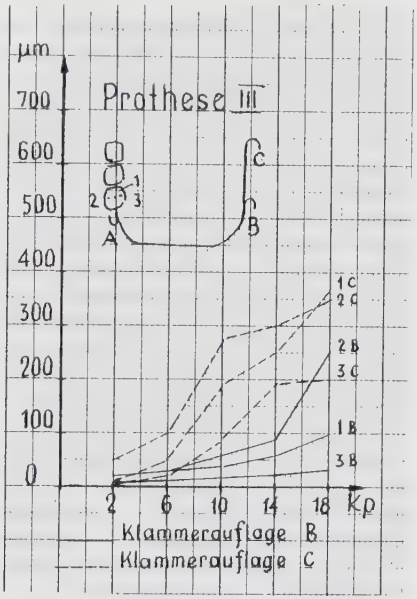
4.1.6. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese II bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 7,8,9 (im distalen Satteldrittel).

Abb. (26)



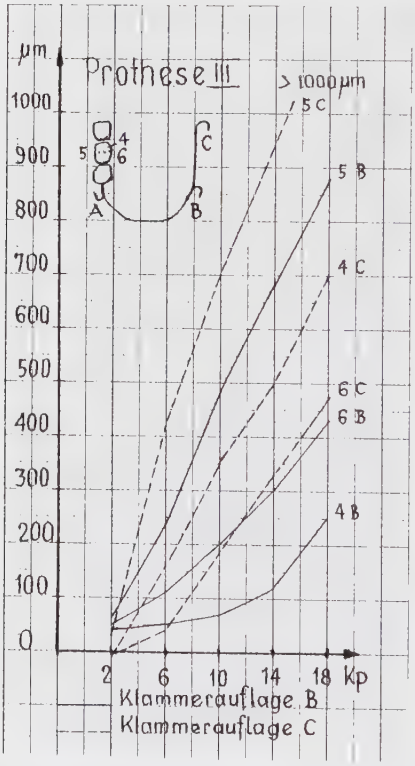
Belastungen der Prothese II auf den Punkten 7,8,9 wirkten sich ungünstig aus auf die Statik der Freiendprothese. Schon bei einer Belastung von 10 Kp auf Punkt 9 hob sich die Klammerauflage "B" um 760 µm von Zahn ab, die Klammerauflage "C" um +300 µm. Die niedrigsten Werte ergaben sich bei einer Belastung von 2 Kp auf Punkt 7. (Klammerauflage "B" +44 µm, Klammerauflage "C" -4 µm).

4.1.7. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese III bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 1,2,3 (im vorderen Satteldrittel). Abb. (27)



Bei dieser Prothese zeigte sich deutlich, daß die Belastung auf Punkt 2 (buccal) zu Kippungen der Prothese führte. Die Klammerauflage "C" hob sich schon bei einer Belastung von 14 Kp um +300 µm vom Zahn ab. Die niedrigsten Werte wurden bei einer Belastung auf Punkt 3 (lingual) gemessen (Klammerauflage "C" bei einer Belastung von 14 Kp = +190 µm, Klammerauflage "B" = +22 µm).

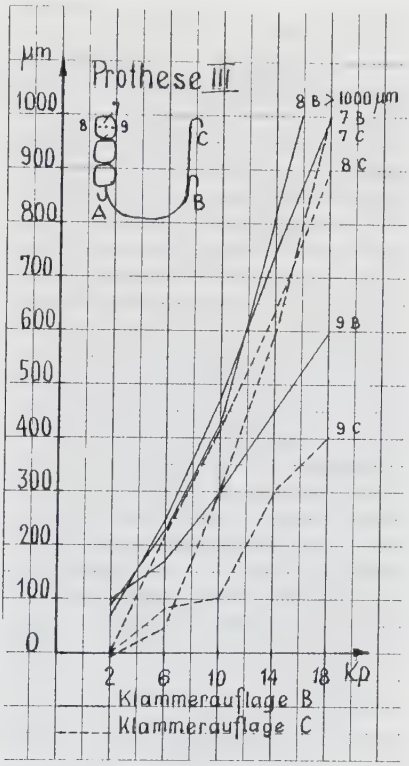
4.1.8. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese III bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 4,5,6 (im mittleren Satteldrittel). Abb. (28)



Auch hier, bei Belastungen im mittleren Satteldrittel (4,5,6), hoben sich die Klammerauflagen "B" und "C" am meisten bei buccalen Belastungen vom Zahn ab. Die Werte, zum Vergleich zu den Belastungen im vorderen Satteldrittel (Belastungspunkte 1,2,3), waren bei den Klammerauflagen "B" und "C" um mehr als das Doppelte höher. Die Höchstwerte wurden bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 5 (buccal) gemessen (bei Klammerauflage "B" = +880 µm und bei Klammer-

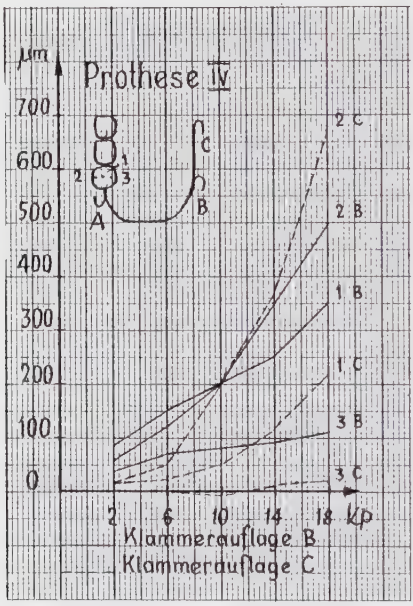
4.1.9. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese III bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 7,8,9 (im distalen Satteldrittel).

Abb. (29)



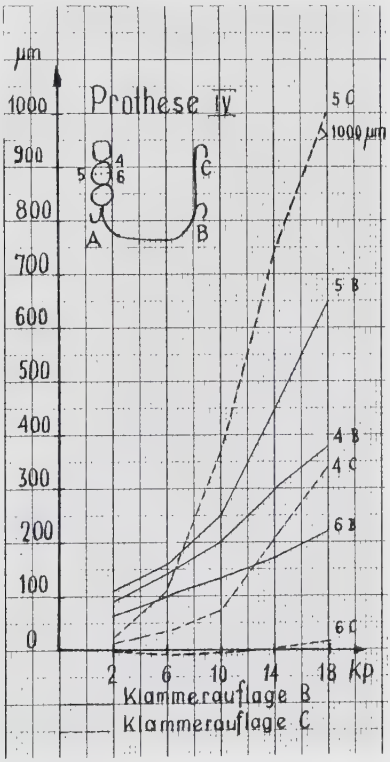
Die Belastungen im distalen Satteldrittel wirkten sich ungünstig auf die Statik der Prothese aus. Schon bei Belastungen von 6 Kp auf Punkt 8 hoben sich die Klammerauflagen "B" und "C" um etwa 250 /um von den Klammerzahn ab. Nur bei lingualer Belastung (Punkt 9) waren die Werte relativ günstig (bei Belastung von 6 Kp bei Klammer "B" = +168 /um und bei Klammer "C" = +80 /um).

4.1.10. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflage "B" und "C" der Prothese IV bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 1,2,3 (im vorderen Satteldrittel). Abb. (30)



Der dünne Lingualbügel (1,5 x 3,0 mm) dieser Konstruktion erwies sich für die Statik der Prothese IV als ungünstig. Schon bei Belastungen von 10 Kp auf den Punkt 2 hob sich die Klammerauflage "C" um 200 µm von den Zahn ab. Bei Belastungen auf den Punkt 3 (lingual) konnten relativ niedrige Werte gemessen werden (bei Belastung von 10 Kp an der Klammerauflage "B" = +80 µm und an der Klammerauflage "C" = -3 µm).

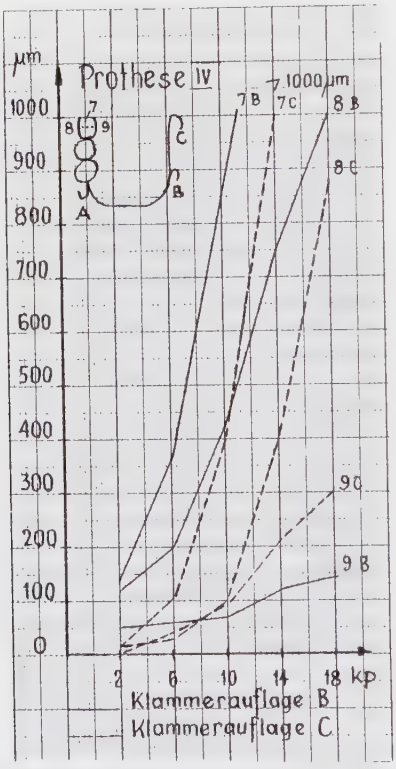
4.1.11. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflagen "B" und "C" der Prothese IV bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 4,5,6 (im mittleren Satteldrittel). Abb. (31)



Diese Messungen ergaben noch ungünstigere Werte. Bei einer Belastung von 6 Kp auf Punkt 5 hoben sich die Klammerauflagen "B" um 160 µm und "C" um 110 µm. Die Höchstwerte konnten bei Belastungen von 18 Kp auf den buccalen Belastungspunkt 5 gemessen werden (bei Klammerauflage "C" = 1000 µm und bei Klammerauflage "B" = 650 µm).

4.1.12. Darstellung von Bewegungen der Klammerauflage "B" und "C" der Prothese IV bei verschiedenen Belastungen auf den Belastungspunkten 7,8,9 (im distalen Satteldrittel).

Abb. (32)



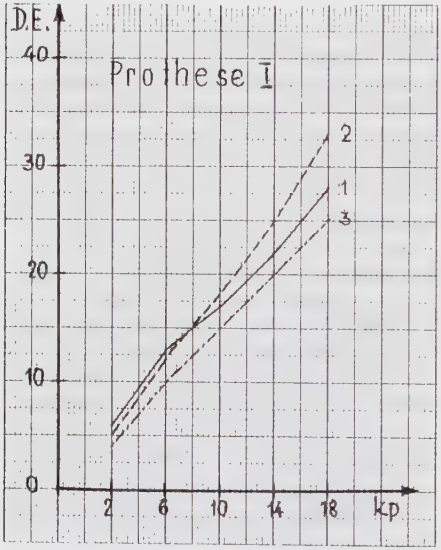
Die Belastung auf Punkt 7 und 8 wirkte sich sehr ungünstig auf die Statik der Prothese aus. Die Klammerauflage "B" hob sich schon bei einer Belastung von 6 Kp auf Punkt 7 um 360 µm von Zahn ab. Bei Belastung von 18 Kp auf den Punkten 7 und 8 (central und buccal) hoben sich die Klammerauflagen "B" und "C" von 900 bis über 1000 µm. Die niedrigsten Werte konnten bei Belastungen auf Punkt 9 (lingual) ermittelt werden (bei Belastung von 18 Kp wurde bei Klammerauflage "B" 140 µm und bei Klammerauflage "C" = 300 µm gemessen).

4.2. Die Verbiegung des Lingualbügels.

Die Verbiegungen des Lingualbügels wurden mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen im Scheitelpunkt gemessen.
Beim Messen mit Dehnungsmeßstreifen tritt eine Widerstandsänderung des Dehnungsmeßstreifens bedingt durch die mechanische Dehnung bzw. Stauchung der Meßstelle auf.
Die Dehnungs-Werte wurden mit dem Zeichen plus (+) und die Stauchungs-Werte mit dem Zeichen minus (-) dargestellt.
Zu den Meßergebnissen muß angemerkt werden, daß sie als absolute Meßgrößen für die Aussage der durchgeführten Versuche keine Bedeutung hatten. Vielmehr waren die einzelnen Meßgrößen nur im Vergleich der verschiedenen konstruierten Prothesen miteinander von Bedeutung.
Die Einheiten der Meßergebnisse wurden als Dehnungseinheiten (D.E.) bezeichnet. Die Werte bei verschiedenen Belastungen wurden in den Tabellen 5 bis 8 dargestellt.

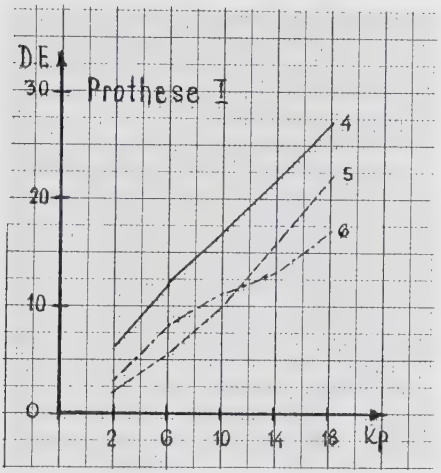
4.2.1. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 1,2,3 der Prothese I (im vorderen Satteldrittel).

Abb. (33)



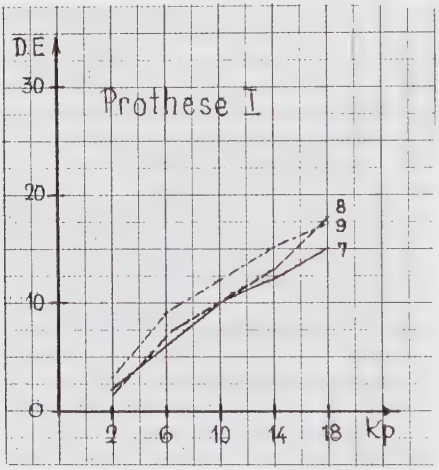
Die Verbiegungen im Scheitelpunkt des Lingualbügels bei Prothese I waren bei einer Belastung auf den Punkten 1 und 2 größer als bei Belastung auf Punkt 3. Die Höchstwerte konnten bei einer Belastung von 18 Kp ermittelt werden (+28 D.E. Belastungspunkt 1, +25 D.E. Belastungspunkt 3 und +33 D.E. Belastungspunkt 2). Die niedrigsten Werte wurden bei einer Belastung von 2 Kp gemessen (+6 D.E. Belastungspunkt 1, +5 D.E. Belastungspunkt 2 und +4 D.E. Belastungspunkt 3).

4.2.2. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 4,5,6 der Prothese I (im mittleren Satteldrittel).
Abb. (34)



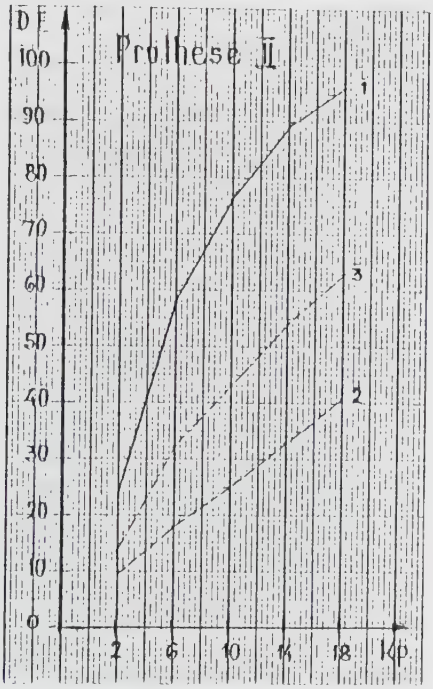
Im Scheitelpunkt des Lingualbügels bei Belastung auf den Punkten 4,5,6 (im mittleren Satteldrittel) wurden im allgemeinen kleinere Verbiegungen als bei Belastungen auf den Punkten 1,2,3 gemessen. Die Höchstwerte dieser Messung wurden bei einer Belastung von 18 Kp auf Belastungspunkt 4 gemessen (+27 D.E.), die niedrigsten Werte bei einer Belastung von 2 Kp (+6 D.E. Belastungspunkt 4, +2 D.E. Belastungspunkt 5 und +3 D.E. Belastungspunkt 6).

4.2.3. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 7,8,9 der Prothese I (im distalen Satteldrittel).
Abb. (35)



Die Verbiegungen im Scheitel des Lingualbügels bei Belastungen auf dem distalen Satteldrittel waren kleiner als bei Belastung auf dem mittleren Satteldrittel. Bei einer Belastung von 18 Kp wurden folgende Werte gemessen: Belastung auf Punkt 7 = +15 D.E., Belastung auf Punkt 8 = +18 D.E., Belastung auf Punkt 9 = +17 D.E. Die niedrigsten Werte konnten bei einer Belastung von 2 Kp gemessen werden (+2 D.E. Belastungspunkt 7, +1,5 D.E. Belastungspunkt 8 und +3 D.E. Belastungspunkt 9).

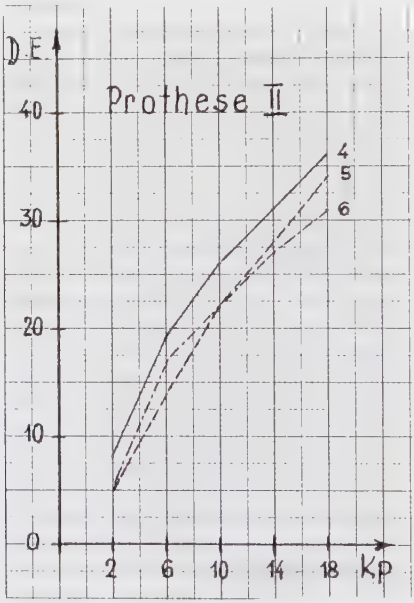
4.2.4. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 1,2,3 der Prothese II (im vorderen Satteldrittel). Abb. (36)



Bei der Prothese II ergaben sich im Scheitelpunkt des Lingualbügels bei allen Messungen im Vergleich zu den anderen Versuchsprothesen die stärksten Verbiegungen. Die Höchstwerte wurden bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 1 gemessen (+96 D.E.). Bei einer Belastung auf Punkt 2 (buccal) mit 18 Kp wurden die Verbiegungen im Scheitelpunkt des Lingualbügels deutlich kleiner (+ 41 D.E.). Interessant sind die relativ hohen Werte bei einer Belastung von 2 Kp (bei Belastung auf Punkt 1 = +23 D.E., bei Belastung auf Punkt 2= +9,5 D.E. und bei Belastung auf Punkt 3 = +13,5 D.E.).

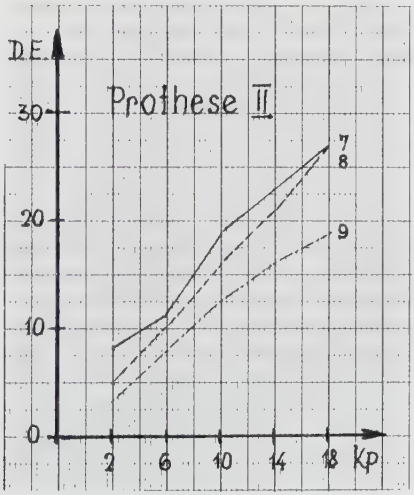
4.2.5. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 4,5,6 der Prothese II (im mittleren Satteldrittel).

Abb. (37)



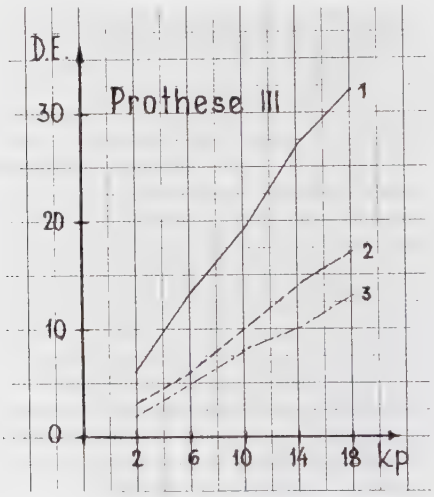
Bei Belastungen auf dem mittleren Satteldrittel waren die Verbiegungen im Scheitelpunkt des Lingualbügels deutlich kleiner als bei Belastungen auf dem mesialen Satteldrittel. Die Höchstwerte konnten bei einer Belastung von 18 Kp gemessen werden (+36 D.E. Belastungspunkt 4, +34 D.E. Belastungspunkt 5 und +31 D.E. Belastungspunkt 6). Die niedrigsten Werte konnten bei einer Belastung von 2 Kp ermittelt werden (+8 D.E. Belastungspunkt 4 und +5 D.E. Belastungspunkt 5 und 6).

4.2.6. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 7,8,9 der Prothese II (im distalen Satteldrittel).
Abb. (38)



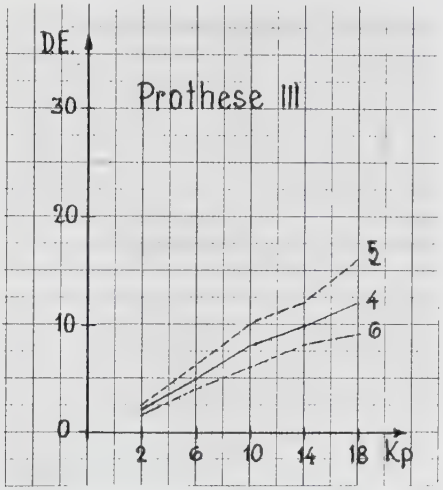
Im Scheitel des Lingualbügels bei Belastungen im distalen Satteldrittel wurden kleinere Verbiegungen gemessen als bei Belastungen im mesialen und mittleren Satteldrittel. Die Höchstwerte konnten bei Belastung von 18 Kp auf den Punkten 7 und 8 (+ 27 D.E.) gemessen werden. Die niedrigsten Werte wurden bei einer Belastung von 2 Kp auf Punkt 9 gemessen (+3,5 D.E.).

4.2.7. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 1,2,3 der Prothese III (im vorderen Satteldrittel).
Abb. (39)



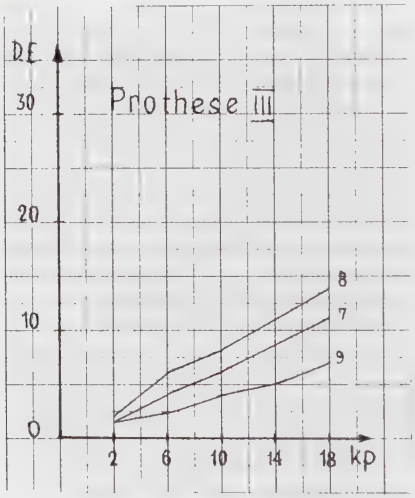
Die Höchstwerte der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt wurden bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 1 gemessen (+32 D.E.). Bei Belastung auf Punkt 3 (lingual) wurde die Verbiegung des Lingualbügels im Scheitelpunkt im Vergleich zu dieser Messung auf Punkt 1 etwa um das 3-fache kleiner. Bei Belastung auf Punkt 2 konnten relativ niedrige Werte ermittelt werden (bei Belastung von 18 Kp = +17 D.E.).

4.2.8. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 4,5,6 der Prothese III (im mittleren Satteldrittel).
Abb. (40)



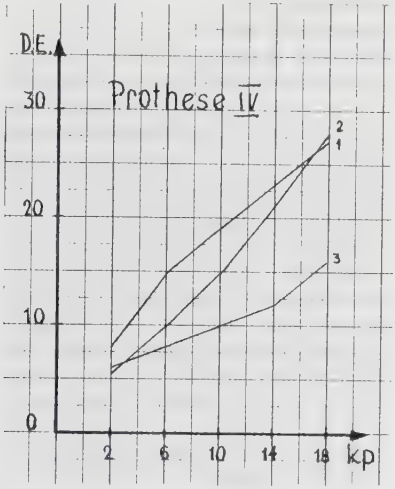
Bei Belastungen auf dem mittleren Satteldrittel konnten niedrigste Werte von Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt ermittelt werden als bei Belastung auf dem mesialen Satteldrittel. Die Höchstwerte wurden gemessen bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 5 (+16 D.E.), die niedrigsten Werte bei dieser Belastung auf Punkt 6 (+ 8 D.E.).

4.2.9. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 7,8,9 der Prothese III (im distalen Satteldrittel).
Abb. (41)



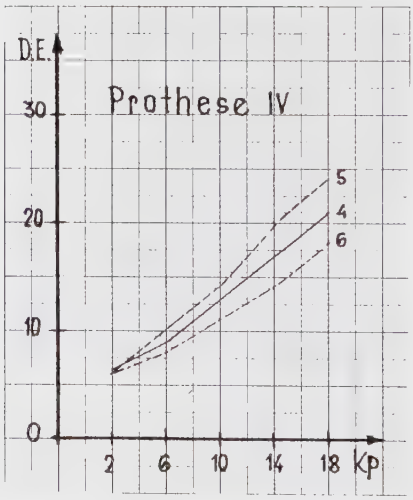
Die Werte für die Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei Belastungen auf dem distalen Satteldrittel entsprachen diesen, die bei Belastungen auf dem mittleren Satteldrittel gemessen werden konnten. Bei Belastung auf Punkt 8 (buccal) waren die Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt um das 2-fache größer als bei Belastung auf Punkt 9 (lingual). Der Höchstwert von Verbiegungen des Lingualbügels wurde bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 8 ermittelt (+14 D.E.).

4.2.10. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 1,2,3 der Prothese IV (im vorderen Satteldrittel).
Abb. (42)



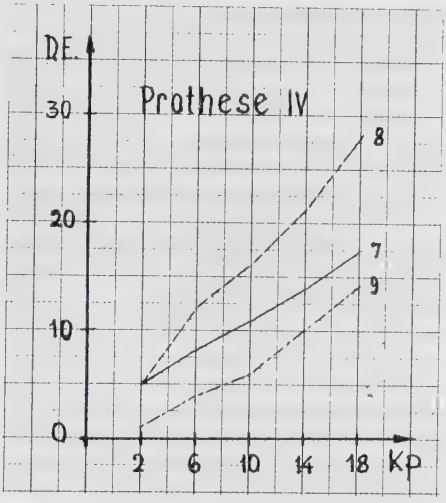
Die Verbiegungen im Scheitelpunkt des Lingualbügels bei der Prothese IV waren bei Belastungen auf Punkt 2 deutlich stärker (+28 D.E.) als bei Prothese III (bei Belastung von 18 Kp : bei Prothese III = + 17 D.E., bei Prothese IV= +28D.E). Bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 3 wurden um etwa 50 % niedrigere Werte gemessen als bei Belastung auf den Punkten 1 und 2.

4.2.11. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 4,5,6 der Prothese IV (im mittleren Satteldrittel) Abb. (43)



Bei Belastungen auf den Punkten 5 und 6 konnten etwa die gleichen Werte von Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt gemessen werden, wie bei Belastungen auf den Punkten 2 und 3. Bei Belastung auf Punkt 4 (Sattelmitte) wurden um etwa 30 % niedrigere Werte als bei Belastung auf Punkt 1 gemessen. Der Höchstwert konnte bei Belastung auf Punkt 5 (buccal) ermittelt werden (18 Kp = +24 D.E.).

4.2.12. Darstellung der Verbiegungen des Lingualbügels im Scheitelpunkt bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 7,8,9 der Prothese IV (im distalen Satteldrittel).
Abb. (44)



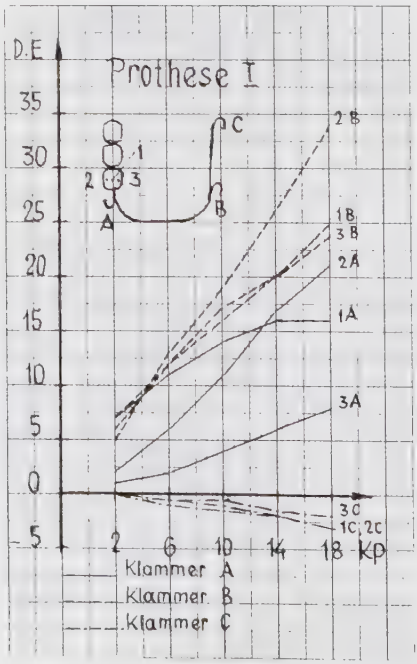
Auch bei Belastungen auf den Punkten 8 und 9 konnten etwa die gleiche Werte gemessen werden wie bei Belastungen auf den Punkten 2 und 3. Die Höchstwerte von Verbiegungen des Lingualbügels wurden bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 8 (buccal) gemessen (+28 D.E.). Bei Belastung auf Punkt 9 (lingual) konnten die niedrigsten Meßwerte ermittelt werden (bei Belastung von 18 Kp = +14 D.E.).

4.3. Die Verbiegungen der Klammerstiele.

Mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen wurden die Verbiegungen an den Klammerstielen "B" und "C" und am Bügelübergang zu Freiendsattel gemessen. Die Werte bei verschiedenen Belastungen wurden in den Tabellen 5 bis 8 dargestellt. Die Verbiegungen auf Zug wurden mit dem Zeichen minus (-) und die Verbiegungen auf Druck mit dem Zeichen plus (+) dargestellt.

4.3.1. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "B" und "C" und am Bügelübergang zum Freiendsattel "A" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 1,2,3 der Prothese I (im vorderen Satteldrittel).

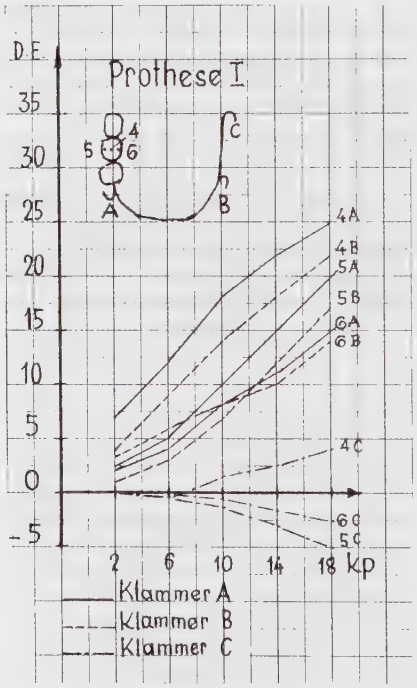
Abb. (45)



Bei Belastung auf Punkt 2 (buccal) wurden generell höhere Werte gemessen als bei Belastung auf Punkt 3 (lingual). Der Höchstwert wurde bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 2 bei der Klammer "B" gemessen (+34 D.E.). Im Klammerstiel "C" wurden die niedrigsten Werte gemessen (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 3 = -2 D.E.). Diese Minuswerte an der Klammer "C" weisen darauf hin, daß der Klammerzahn durch die Klammer in das künstliche Alveolarfach intrudiert wurde. Im Bügelübergang zum Freiendsattel "A" konnte bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 2 eine Verbiegung von +21 D.E. ermittelt werden.

4.3.2. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "B" und "C" und dem Bügelübergang zum Freiendsattel "A" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 4,5,6 der Prothese I (im mittleren Satteldrittel).

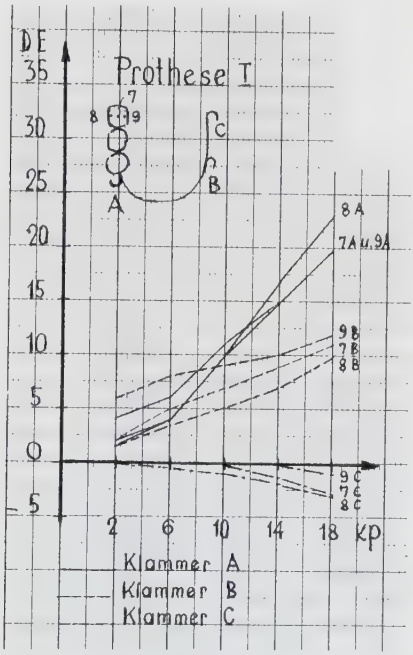
Abb. (46)



Der Höchstwert der Verbiegungen (+25 D.E.) dieser Meßreihe konnte am Bügelübergang zum Freiendsattel bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 4 (Sattelmitte) gemessen werden. Die Höchstwerte (+22 D.E.) für Klammer "B" und (+4 D.E.) für Klammer "C" wurden ebenfalls bei Belastungen von 18 Kp auf Punkt 4 gemessen. Bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 5 und 6 ergaben sich bei Klammer "C" Minuswerte von - 2 D.E. und -4 D.E.

4.3.3. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "B" und "C" und dem Bügelübergang zum Freiendsattel "A" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 7,8,9 der Prothese I (im distalen Satteldrittel).

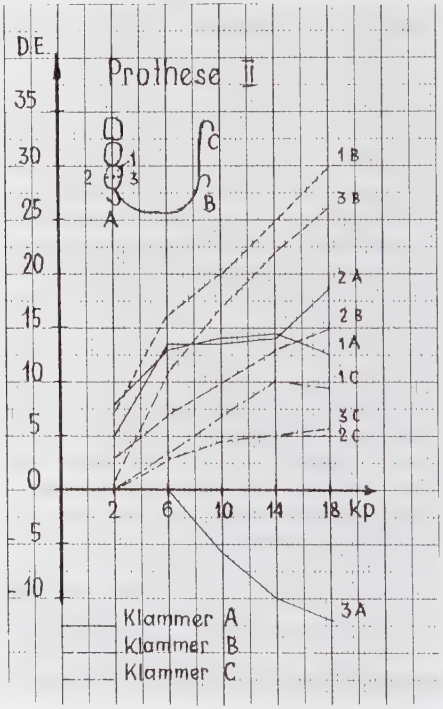
Abb. (47)



Bei Belastungen auf dem distalen Satteldrittel wurde der Höchstwert wieder am Übergang des Lingualbügels zum Freiendsattel gemessen (bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 8 = +23 D.E.). Die Werte bei Klammer "B" waren noch relativ hoch (bei einer Belastung von 10 Kp +5 D.E. bis +9 D.E. und bei 18 Kp +10 D.E. bis +12 D.E.). Die niedrigste Werte konnten bei der Klammer "C" ermittelt werden (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 8 = -3 D.E.).

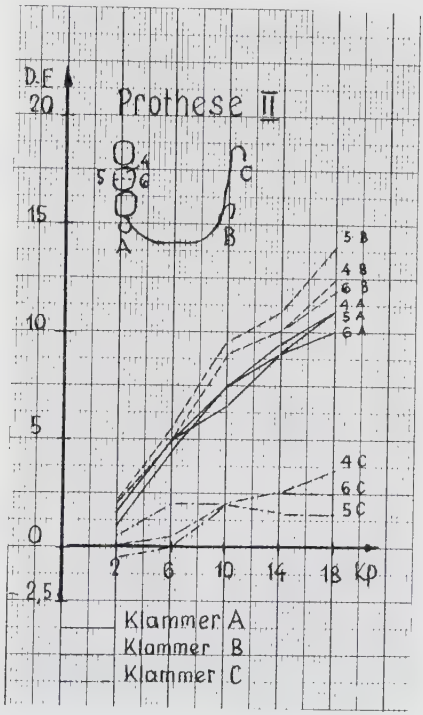
4.3.4. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "A", "B" und "C" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 1,2,3 der Prothese II.(Bei den Messungen an der Versuchsprothese II wurde nicht die Verbiegung im Bügelübergang zum Freiendsattel gemessen sondern im Klammerstiel der Klammer "A").

Abb. (48)



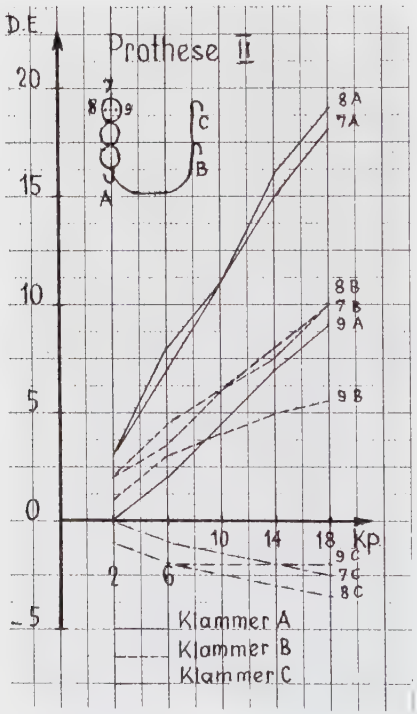
Die niedrigsten Werte konnten bei der Klammer "C" gemessen werden (bei einer Belastung von 18 Kp: +5 D.E. bis +9,5 D.E.). Im Klammerstiel "A", bei Belastung auf dem lingualem Punkt 3, wurden Minuswerte ermittelt. (bei Belastung von 18 Kp = -12 D.E.). Bei Belastung auf Punkt 1 wurden bei der Klammer "B" etwa um das 3-fache höhere Werte gemessen als bei Klammer "C".

4.3.5. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "A", "B" und "C" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 4,5,6 der Prothese II (im mittleren Satteldrittel). Abb. (49)



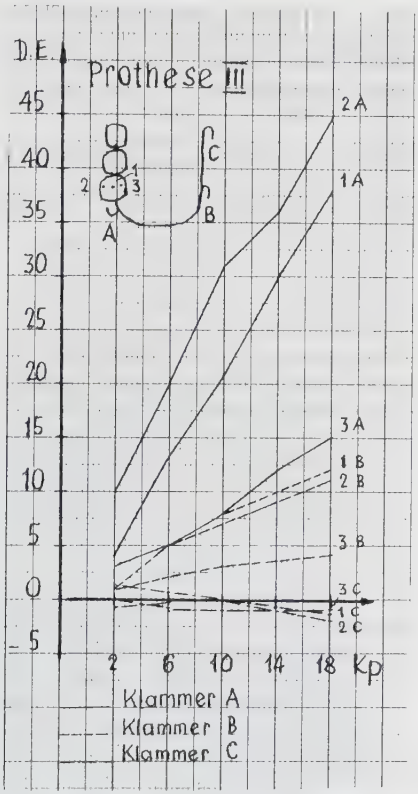
Bei Belastungen auf dem mittleren Satteldrittel wurden um etwa 50% kleinere Werte als bei Belastungen auf den Punkten im vorderen Satteldrittel gemessen. Der Höchstwert wurde bei Belastung von 18 Kp an der Klammer "B" gemessen (+14 D.E.), der niedrigste Wert wurde an der Klammer "C" gemessen (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 4 = +3,5 D.E.). Die niedrigsten Werte konnten generell bei der Klammer "C" ermittelt werden (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 5 = +1,5 D.E.).

4.3.6. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "A", "B" und "C" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 7,8,9 der Prothese II (im distalen Satteldrittel). Abb. (50)



Interessant sind die Minuswerte, die an der Klammer "C" gemessen wurden (bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 9= - 2,0 D.E.). Bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 9 (lingual) konnten relativ niedrige Werte an den Klammern "A" und "B" ermittelt werden (Klammer "A" +9 D.E. und Klammer "B" +5,5 D.E.).

4.3.7. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "A", "B" und "C" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 1,2,3 der Prothese III (im vorderen Satteldrittel). Abb. (51)

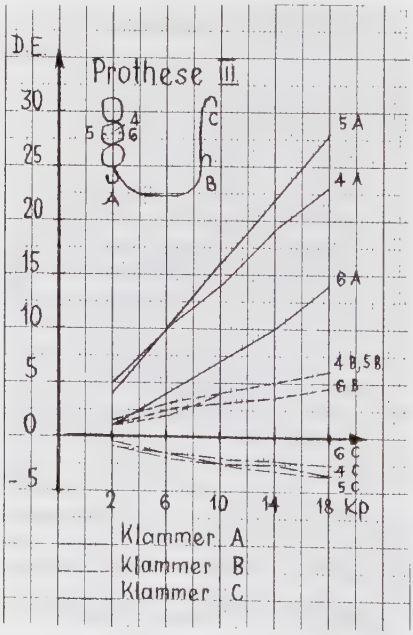


Im Bügelübergang zum Freiendsattel wurden bei Belastungen auf Punkt 1 und 2 etwa um das 3-fache höhere Werte gemessen als bei Belastung auf Punkt 3 (lingual). Bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 2 konnte eine Verbiegung von + 45 D.E. ermittelt werden. Im Klammerstiel "B" wurden die Höchstwerte der Verbiegungen bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 1 gemessen (+12 D.E.). Auch hier waren die Verbie-

gungen im Klammerstiel "B" bei Belastung auf Punkt 3 (lingual) etwa um das 3-fache kleiner als bei Belastung auf den Punkten 1 und 2. Nur sehr kleine Verbiegungen wurden im Klammerstiel "C" gemessen. Die Höchstwerte der Verbiegungen im Klammerstiel "C" wurden bei einer Belastung von 18 Kp auf Belastungspunkt 2 gemessen (-2 D.E.).

4.3.8. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "B" und "C" und den Bügelübergang zum Freiendsattel "A" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 4,5,6 der Prothese III (im mittleren Satteldrittel).

Abb. (52)

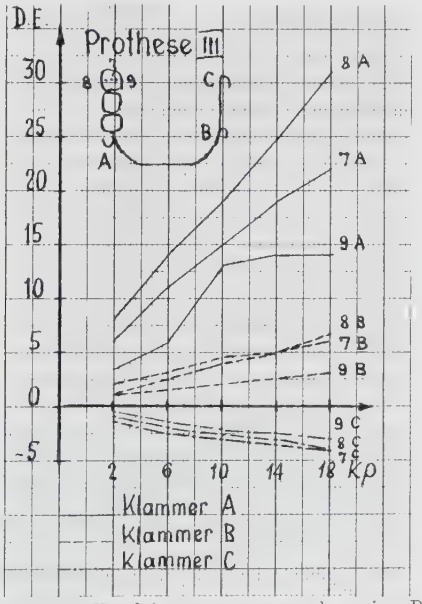


Bei Belastungen auf den Punkten 4,5,6 konnten die Höchstwerte der Verbiegungen beim Bügelübergang zum Freiendsattel ermittelt werden. Die Höchstwerte lagen bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 5 bei +28 D.E., auf Punkt 4 bei +23 D.E

und auf Punkt 6 bei +14 D.E. Im Klammerstiel "B" wurden bei einer Belastung von 18 Kp relativ niedrige Werte gemessen (+ 6 D.E. auf den Belastungspunkt 4 und +4,5 D.E. auf Belastungspunkt 6). Im Vergleich zu den Belastungen im vorderen Satteldrittel wurden bei Belastungen im mittleren Satteldrittel etwa um das 2-fache höhere Werte gemessen.

4.3.9. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "B" und "C" und dem Bügelübergang zum Freiendsattel "A" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 7,8,9 der Prothese III (im distalen Satteldrittel).

Abb. (53)

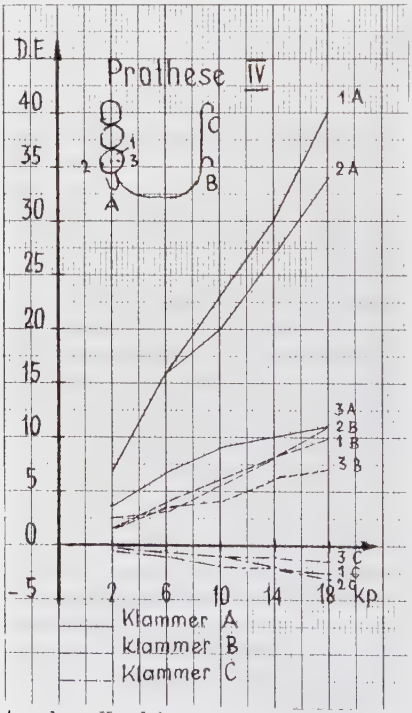


Die Höchstwerte der Verbiegungen wurden im Bügelübergang zum Freiendsattel gemessen (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 8 = +31 D.E., auf Punkt 7 = +22 D.E. und +14 D.E. auf Punkt 9). Die niedrigsten Werte wurden an der Klammer "C" (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 7= -4 D.E.) gemessen.

Im Klammerstiel "B" konnten relativ niedrige Werte gemessen werden (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 8 = +6,5 D.E.).

4.3.10. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "B" und "C" und den Bügelübergang zum Freiendsattel "A" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 1,2,3 der Prothese IV (im vorderen Satteldrittel).

Abb. (54)

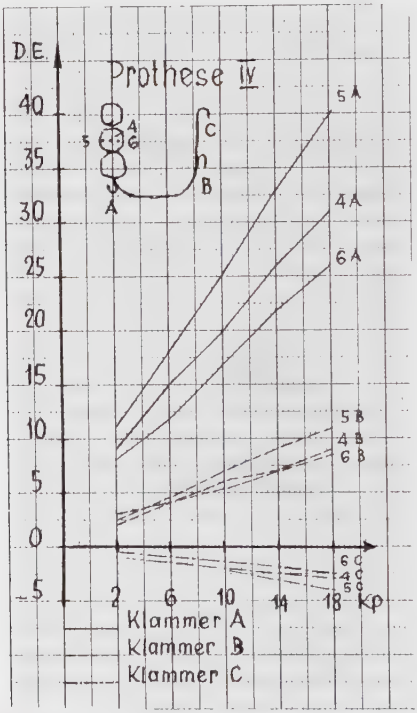


Die Höchstwerte der Verbiegungen bei der Prothese IV wurden bei Belastungen auf den Punkten 1 und 2 ebenfals am Bügelüber gang zum Freiendsattel gemessen. Bei Belastung auf Punkt 3 (lingual) wurden etwa um das 3-fache kleinere Werte gemessen als bei Belastung auf Punkt 1 und 2 (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 1 = +40 D.E., auf Punkt 2 = +34 D.E. und auf Punkt 3 = +11 D.E.).

Interessant sind die kleinen Minuswerte, die bei Klammer "C" gemessen wurden.(bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 1 = -2,5 D.E., bei der Belastung auf Punkt 2 = -3 D.E. und auf Punkt 3 = -1,5 D.E.) . Im Klammerstiel "B" wurden die Höchstwerte bei Belastung von 18 Kp gemessen (+7 D.E. auf Punkt 3 bis +11 D.E. bei einer Belastung auf Punkt 2). Die niedrigsten Werte wurden bei einer Belastung von 2 Kp auf Punkt 3 gemessen, (am Bügelübergang zum Freiendsattel + 3,5 D.E. im Klammerstiel "B" +1,5 D.E. und im Klammerstiel "C" -0,5 D.E.).

4.3.11. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "B" und "C" und dem Bügelübergang zum Freiendsattel "A" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 4,5,6 der Prothese IV (im mittleren Satteldrittel).

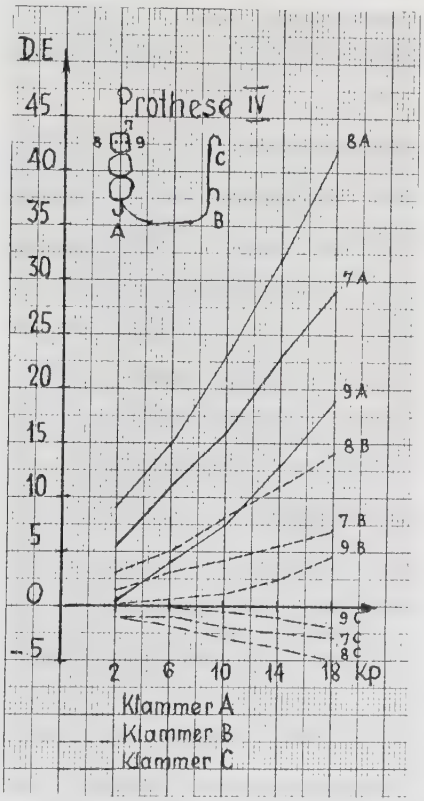
Abb. (55)



Auch bei Belastung auf den Punkten 4,5,6 konnten die Höchstwerte der Verbiegungen beim Bügelübergang zum Freiendsattel ermittelt werden (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 5 (buccal) +40 D.E. und bei Belastung auf Punkt 6 (lingual) +26 D.E.). An der Klammer "B" wurden etwa um das 4-fache kleinere Werte gemessen als beim Bügelübergang zum Freiendsattel. Die niedrigsten Werte wurden an der Klammer "C" gemessen (bei Belastung von 18 Kp auf Punkt 6 = -2,5 D.E.).

4.3.12. Darstellung der Verbiegungen an den Klammerstielen "B" und "C" und den Bügelübergang zum Freiendsattel "A" bei verschiedenen Belastungen auf den Punkten 7,8,9 der Prothese IV (im distalen Satteldrittel).

Abb. (56)



Bei Belastungen im distalen Satteldrittel konnten die Höchstwerte der Verbiegungen im Bügelübergang zum Freiendsattel ermittelt werden (bei einer Belastung von 18 Kp auf Belastungspunkt 7 = +29 D.E., +42 D.E. bei Belastungspunkt 8 und +19 D.E. bei Belastung auf Punkt 9). Im Klammerstiel "C" wurden bei Belastung von 18 Kp sehr niedrige Werte gemessen: (-2 D.E. bis -5 D.E.). Im Klammerstiel "B" wurde der Höchstwert bei einer Belastung von 18 Kp auf Punkt 8 (buccal) gemessen (+14 D.E.).

5. DISKUSSION

Das Ziel der vorliegenden Untersuchungen war es, eine Antwort auf folgende Frage zu finden: Wie und in welchen Größenordnungen werden bei einer einseitigen Freiendprothese Kräfte die am Freiendsattel angreifen über den Lingualbügel auf Klammern der kontralateralen Seite (Praemolaren-, Molarenbereich) übertragen?

Zur Abklärung dieser Frage wurde von uns ein Modell gebaut, das - soweit möglich - den natürlichen biophysikalischen Verhältnissen entsprach, d.h. den aus klinischen Versuchen bekannten Werten für die Zahnbeweglichkeit und die Schleimhautresilienz.

Vier verschiedene Prothesen, nach Abdrucknahme für dieses Modell gefertigt (siehe Abb. 15-18), wurden untersucht.

Bei einer Prothese (Prothese II) war der Freiendsattel sattelfern, bei drei Prothesen (Prothese I,III,IV) war er sattelnah abgestützt. Prothese II hatte als Verankerungselement eine Back-Aktion Klammer (auf der Freiendseite) mit einem relativ dünnen Klammerstiel (1,1 x 1 mm). Die drei anderen Prothesen waren auf der Freiendseite mit Klammern versehen die in den Freiendsattel eingelassen waren, auf diese Weise wurde eine Verstärkung im Übergangsbereich des Lingualbügels zum Freiendsattel erreicht. Die Prothese IV wies einen relativ dünnen Lingualbügel (1,5 x 3,0 mm) auf.

Als grundsätzliche Ergebnisse unserer Untersuchungen konnten ermittelt werden:

1. Je nach Steifheit des Lingualbügels und der Klammerkonstruktion ging ein Teil der am Sattel angreifenden Kraft

in eine Torsion des Bügels ein. Die größten Verbiegungen der Prothesen konnten dabei im Bereich der Hauptrotationsachse ermittelt werden:

a) Im Übergangsbereich des Bügels zum Freiendsattel
b) Im Scheitelpunkt des Lingualbügels
c) Im Klammerstiel der mesialen Klammer der kontralateralen Seite.

2. Die Torsionen des Klammerstiels im Bereich des Übergangs von Lingualbügel zum Freiendsattel waren im Durchschnitt 4 mal größer als Torsionen des Klammerstiels der mesialen Klammer auf der kontralateralen Seite (diese Ergebnisse konnten nur bei Prothesen mit gleicher Klammerkonstruktion am Freiendsattel und auf der kontralateralen Seite ermittelt werden (Prothese III und IV)).
3. Bei der sattelfern abgestützten Prothese II konnten die größten Verbiegungen im Scheitelpunkt des Lingualbügels gemessen werden.
4. Bei Prothese I und II waren die Torsionen der Klammerstiele der distalen Klammern auf der kontralateralen Seite etwa 4 bis 10 mal geringer als die Torsionen der Klammerstiele der mesialen Klammern auf dieser Seite. Bei Prothesen III und IV waren die Torsionen der Klammerstiele der distalen Klammern auf der kontralateralen Seite etwa 2 bis 6 mal geringer als die Torsionen der Klammerstiele der mesialen Klammern auf dieser Seite.
5. Belastungen auf buccalen Belastungspunkten wirkten sich ungünstiger auf die Statik der Freiendprothesen aus als Belastungen auf lingualen Belastungspunkten. Bei Belastungen

im vorderen Satteldrittel waren die Torsionen der Klammerstiele der mesialen Klammern auf der kontralateralen Seite größer als bei Belastungen im distalen Satteldrittel.

Die von uns ermittelten Ergebnisse zeigten, daß:

Die größten Belastungen auf das Prothesengerüst im Bereich der Hauptrotationsachse ausgeübt werden. Es ergibt sich daraus, daß Lingualbügel und Klammer in diesen Bereich ausreichend starr konstruiert werden müssen. Anderfalls sind starke Torsionen und Verbiegungen dieser Prothesenelemente nicht zu vermeiden was klinisch zu Paßungenauigkeiten und damit zu Fehlbelastungen der Zähne führt. In unserem Versuch konnten besonders bei Prothese II, bei der als Verankerungselement für den Freiendsattel eine Back-Aktion Klammer und damit eine sattelferne Abstützung verwendet wurde, relativ starke Verbiegungen im Scheitelpunkt des Lingualbügels ermittelt werden (bei Belastung von 18 Kp = +96 D.E.). Bei den Prothesen I,III und IV, bei den der Freiendsattel sattelnah abgestützt war und durch Verbindung mit den Prothesengerüst eine Verstärkung des Klammerstiels erreicht werden konnte, waren die Verbiegungen im Scheitelpunkt des Lingualbügels etwa um das zweifache kleiner als bei Prothese II. Diese Ergebnisse stimmen mit den Untersuchungen von FINGER, W. (7) überein.

Relativ starke Verbiegungen konnten im Klammerstiel der Bonwill-Klammer bei Prothese I gemessen werden. Als Erklärung hierfür kann die schwache Konstruktion des Klammerstiels angenommen werden. Diese Ergebnisse stimmen ebenfalls mit den Untersuchungen von FINGER, W. (7) überein.

Im Scheitelpunkt des Lingualbügels bei Prothese II konnten Restverbiegungen ermittelt werden. (Bei einer Belastung von 18 Kp auf der Sattelmitte (Punkt 4) wurden 4,5 D.E. gemessen). Diese Restverbiegungen wirkten sich ungünstig auf die Paßgenauigkeit der Prothese aus. Für die Praxis bedeutet das: Freiendprothesen sollten - wenn statisch möglich - sattelnah (direkte Verbindung von Klammern und Freiendsattel) und mit einem ausreichend stark dimensionierten Lingualbügel (4 x 2 mm) konstruiert werden.

Hinsichtlich der Frage, ob und in welchen Größenordnung Kräfte die am Freiendsattel angreifen über den Lingualbügel auf Klammern der kontralateralen Seite übertragen werden, stimmen unsere Untersuchungen im allgemeinem mit den grundlegenden Überlegungen von KANTOROWICZ, A. (15) überein.

Es muß jedoch die wesentliche Einschränkung gemacht werden, daß nur etwa 25 % der am Freiendsattel angreifenden Kraft auf die mesiale Klammer und von diesen 25 % nur weitere 10 bis 50% d.h. 2,5 bis 12,5 % der auf dem Freiendsattel ausgeübten Kraft, auf die distale Klammer der kontralateralen Seite übertragen wird. (KANTOROWICZ ging davon aus, daß 50 % der angreifenden Kraft auf die kontralaterale Seite übertragen würde).

Für die Praxis bedeutet das, daß auf der kontralateralen Seite die mesiale Klammer im statischen Aufbau der Prothesen primäre Bedeutung hat, uasreichend starr und mit einer guten Retention konstruiert werden sollte (gute Ergebnisse für die Statik der Versuchsprothese ergaben Messungen bei Prothese I die mit

einer Bonwill-Klammer konstruiert war). Zwar wird ein geringer Teil der Kraft auch auf die distale Klammer übertragen, sie spielt im statischen Aufbau jedoch nur eine sekundäre Rolle. Es sollte trozdem auch auf die distale Klammer nicht verzichtet werden, weil sie besonders bei langer Tragezeit (Restverbiegungen des Modellgerüstes) zur Stabilität der Prothesen beiträgt.

Hinsichtlich der Frage wie sich Belastungen auf verschiedene Punkte des Freiendsattels auf die Statik der Prothese auswirkten, konnten ähnliche Ergebnisse ermittelt werden wie bei experimentellen Untersuchungen von JÜDE, H.D. (14) sowie statischen Überlegungen von ELBRECHT, A. (6) und SPIEKERMANN, H. (34). Belastungen auf buccalen Belastungspunkten wirkten sich ungünstiger auf die Statik der Freiendprothesen aus als Belastungen auf lingualen Belastungspunkten. Es wird hierdurch die klinische Forderung untermauert, daß die künstliche Kaueinheiten möglichst lingual, höchststens bis auf die Kieferkammmitte, niemals aber buccal belastet werden sollten (ELBRECHT, A. (6). Insgesammt entsprachen unsere Ergebnisse den experimentellen Untersuchungen von JÜDE, H.D. (13,14), FINGER, W. (7), WINDECKER, D. und HERMANNS, W. (39), sowie theoretischen Überlegungen von KANTOROWICZ, A. (15), ELBRECHT, A. (6) und SPIEKERMANN, H. (34). Unsere Untersuchungen konnten zu einer Präzisierung und rechnerischen Untermauerung der klinisch-empirisch (in den letzten Jahren) als richtig erkannten Gesetzmäßigkeiten über die Statik unteren Freiendprothesen beitragen.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Mit der vorliegenden Arbeit sollte festgestellt werden, ob und in welcher Größenordnung Kräfte die am Freiendsattel von einseitigen Freiendprothesen im Unterkiefer angreifen, auf Klammern, die im Praemolaren oder Molarenbereich der kontralateralen voll- oder teilbezahnten Seite verankert sind, übertragen werden. Dazu wurde ein Modell gebaut, bei dem die Belastungs und Bewegungswerte der "künstlichen" Zähne und der "Schleimhaut" des Freiendsattels den biophysikalischen Verhältnissen des Parodonts und der Gingiva nahekommt. Auf diesem Unterkiefermodell wurden vier unterschiedlich konstruierte Modellgußprothesen an neun verschieden definierten Punkten des Freiendsattels in unterschiedlichen Größenordnungen belastet. Als wesentliche Ergebnisse konnte ermittelt werden:

1. Verbiegungen im Klammerstiel der distalen Klammer auf der bezahnten kontralateralen Seite sind etwa um das 2 bis 10-fache kleiner als die im Klammerstiel der mesialen Klammer.

2. Verbiegungen des Klammerstiels der mesialen Klammer auf der kontralateralen Seite sind etwa um das 4-fache geringer als die des Klammerstiels im Übergangsbereich des Lingualbügels zum Freiendsattel auf der Freiendseite.

3. Belastungen des Freiendsattels auf lingualen Belastungspunkten sind statisch günstiger als auf buccalen.

7. SCHRIFTTUMSVERZEICHNIS

1. BAER, O.: Der Freiendsattel. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 73, 197, 287 (1965).

2. BÖTTGER, H.: Bewährte Halte-und Stützelemente der Teilprothese. Zahnärztl. Welt/Reform 77,107 (1968).

3. BÖTTGER, H.: Die prothetische Versorgung des Lückengebisses mit Teleskopprothesen. Zahnärztl. Rundschau 62,512 (1953).

4. CONRAD, K.: Belastungsversuche am Phantommodellen von bilateralen unteren Freiendprothesen. Med. Diss. München (1963).

5. EICHNER, K.: Zur Messung von Klammerkräften bei der partiellen Prothese. Dtsch. zahnärztl. Z. 8,135 (1953).

6. ELBRECHT, A.: Systematik der abnehmbaren particllen Prothese. J.A. Barth Verlag, München (1949).

7. FINGER, W.: Über die Deformation bilateraler Unterkiefer-Freiendprothesen bei transversaler Sattelbelastung. Zahnärztl. Welt/Reform 80,135 (1971).

8. FISCHER, K.: Die Problematik der Verbindung zwischen Restgebiss und Freiendsattel. Dtsch. zahnärztl. Z. 16,513 (1961).

9. HENDERSON, D. und SEWARD, T.E.: Design and force distribution with removable partiel dentures. J. prosth. Dent. 17, 350 (1967).

10. HOFMANN, M.: Pfeilerkinematik und Abstützung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 22, 1315 (1967).

11. HROMATKA, A. und THIRRING, W.: Über die Statik federnd abgestützter Freiendsättel.
Dtsch.zahnärztl.Z. 7, 209 (1952).

12. HROMATKA, A. und SINGER, F.: Die partielle abnehmbare Prothese.
Verlag Edmund Banaschewski München (1966).

13. JÜDE, H.D.: Untersuchungen über die Kinematik doppelseitiger Freiendprothese bei verschiedenen Belastungen unter besonderer Berücksüchtigung der Verbiegung.
Med. Diss. Würzburg (1969).

14. JÜDE, H.D.: Untersuchungen über die Prothesenmechanik von partiellen Zahnersatz.
Dtsch.zahnärztl.Z. 25, 821 (1970).

15. KANTOROWICZ, A.: Zur Statik der partiellen Prothese.
Dtsch.zahnärztl.Z. 4,141 (1949).

16. KERSCHBAUM, Th.,SCHNATZ, U. und SCHWICKERATH, H.:
Zur Dimensionierung von Modellgußgerüsten.
Dtsch.zahnärztl.Z. 34,635 (1979).

17. KÖRBER, K.H.: Zahnärztliche Prothetik Bd. I,
Georg Thieme Verlag, Stuttgard (1975).

18. KÖRBER, E.: Zur Frage der starren Lagerung von Unterkiefer-Freiendprothesen.
Zahnärztl.Rdsch. 66, 370 (1957).

19. KÖRBER, E. und LEHMANN, K.: Untersuchungen zur Lagerung von Freiendprothesen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 22,1267 (1967).

20. KUCK, M.: Eine elegante Unterkiefer-Freiendprothese - warum führt sie zum Mißerfolg?
Zahnärztl.Welt 65,488 (1964).

21. LANGENSTEIN, D.: Untersuchungen über die Belastungsverhältnisse unter Einstückguß-Freiendprothesen mit besonderer Berücksichtigung der Abstützung am Restgebiß.
Med. Diss. Tübingen (1965).

22. LEHMANN, K.: Die Kinematik der Klammergestützten Freiendprothese.
Dtsch.zahnärztl. Z. 27,641 (1972).

23. LEHMANN, M.: Konstruktion der doppelseitigen parodontalgingival getragenen Freiendprothese.
Dental Labor 23,955 (1975).

24. LUDWIG, P.: Kinematik und Belastungsverteilung abgestützten Freiendprothesen I-III.
Dtsch.zahnärztl.Z. 31,547,612,774 (1976)

25. LUDWIG, P., RARISCH, B.: Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freiendprothesen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 34,251 (1979).

26. LENZ, P. und GERNET, W. Problematik der Versorgung einseitig verkürzter Zahnreihen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 34,629 (1979).

27. MARXKORS, R.: Statische und physiologische Überlegungen über die Auswirkung von Kräften, die an der Zahnkrone angreifen.
Dtsch.zahnärztl. Z. 17,49 (1962).

28. MATSUMOTO, M. und GOTO, T.: Lateral Force Distribution in Partial Denture Design.
J.Dent.Res.March-April, 359 (1970).

29. MÜHLEMANN, H.R.: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit.
Schweiz.Mschr.Zahnheilk. 61,1 (1951).

30. NEUMANN, H.: Die Wirkung der Klammerabzugskraft auf die Pfeilerzähne.
Med.Diss. Tübingen (1966).

31. REHM, H., KÖRBER, E. und KÖRBER, K.H.: Biophysikalischer Beitrag zur Problematik Starr abgestützter Freiendprothesen.
Dtsch.zahnärztl. Z. 17, 963 (1962).

32. SINGER, F.: Das Druckbrecherprinzip bei unteren Freiendprothesen.
Dtsch.zahnärztl.Z. 14, 832 (1958).

33. SINGER, F.: Kann die Konstruktion der partiellen Freiendprothese verbessert werden?
Die Quintessenz 7, 37 (1976).

34. SPIEKERMANN, H.: Die Rehabilitation des Restgebisses mit Hilfe von Modellgußprothesen.
Med.Diss.Düsseldorf (1973).

35. SPIEKERMANN, H.: Die Modellgußprothese.
Buch und Zeitschrieften Verlag "Die Quintessenz" (1977).

36. TRAVAGLINI, E.A. D.D.S. und JENNINGS, W.A.D.D.S.:
Die Rolle der Modellgußbasis bei der Versorgung mit herausnehmbarem partielen Zahnersatz.
Die Quintessenz 7, 27 (1978).

37. VAN THIEL, H.: Starre Lagerung der herausnehmbaren Teilprothese.
Dtsch. Stomat. 8, 638 (1958).

38. VOSS, R.: Mißerfolge bei partiellen Prothesen.
Zahnärztl. Welt/Reform 9, 302 (1968).

39. WINDECKER, D. und HERMANNS, W.: Auswirkung der Werkstoffeigenschaften auf die Konstruktion und Dynamik der Unterkiefer-Freiendprothese.
Dtsch.zahnärztl.Z. 25, 804 (1970).

8. ANHANG

1. Tabelle

Messungen der Bewegungen der Klammerauflagen B und C bei der Prothese I. (/um)

Kp	Klammer B Belastungspunkte								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
2	14	26	6	24	26	24	44	45	34
6	24	30	11	36	38	30	80	100	62
10	38	40	20	42	45	41	120	124	90
14	52	50	36	50	60	58	176	180	116
18	70	80	50	70	130	80	230	240	160

Kp	Klammer C Belastungspunkte								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
2	-0,8	0,15	0	0	0	-0,4	3	0,6	-0,1
6	+0,2	0,6	0	0,6	0	-0,6	15	10	-0,3
10	1,6	2,0	0,6	2	-0,4	-0,8	40	20	+0,3
14	+3,4	8	3	5	-1,0	0	108	86	+1,6
18	+ 6	35	5	11	+2,4	+1,2	160	140	+3,6

2. Tabelle.

Messungen der Bewegungen der Klammerauflagen B und C bei der Prothese II. (µm)

Kp	Klammer B Belastungspunkte								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
2	8	12	3	38	50	34	44	50	80
6	46	54	30	120	320	150	54	140	400
10	78	112	80	200	720	300	80	180	760
14	430	340	128	350	960	540	120	370	1000
18	600	620	180	820	1000	700	170	650	1000

Kp	Klammer C Belastungspunkte								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
2	0	- 2	- 4	- 2	10	- 2	- 4	10	+ 8
6	40	34	0	62	200	+ 4	+10	30	50
10	120	74	19	400	540	18	26	100	300
14	250	126	56	600	740	54	40	1000	440
18	500	270	132	720	900	160	220	1000	520

3. Tabelle.

Messungen der Bewegungen der Klammerauflagen B und C bei der Prothese III. (µm)

Kp	Klammer B Belastungspunkte								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
2	25	24	4	36	58	48	68	92	100
6	28	28	10	48	240	102	250	225	168
10	38	52	16	66	490	200	480	425	300
14	58	90	22	116	680	305	750	820	450
18	98	250	27	250	880	430	1000	1000	600

Kp	Klammer C Belastungspunkte								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
2	4	50	4	-0,4	38	- 6	- 10	4	3
6	50	100	24	160	420	40	+ 42	220	80
10	190	280	90	350	700	192	300	440	100
14	250	300	190	500	940	320	600	640	300
18	370	350	200	700	1000	470	1000	900	400

4. Tabelle.

Messungen der Bewegungen der Klammerauflagen B und C bei der Prothese IV. (µm)

Kp	Klammer B Belastungspunkte								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
2	84	55	44	90	110	64	132	112	50
6	148	120	72	140	160	100	360	192	60
10	200	200	80	200	250	132	840	420	72
14	250	350	96	300	450	168	1000	750	124
18	350	500	110	380	650	220	1000	1000	140

Kp	Klammer C Belastungspunkte								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
2	18	19	0	16	22	- 5	16	10	4
6	26	46	0	32	108	-10	104	30	38
10	45	200	- 3	70	380	- 7	400	94	90
14	112	370	+ 5	210	760	0	1000	400	210
18	220	680	+10	340	1000	+ 5	1000	880	300

5. Tabelle.

Meßergebnisse der Verbiegungen bei Prothese I (D.E.)

Kp	Belastungspunkt 1				Belastungspunkt 2				Belastungspunkt 3			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit
2	7	6	0	6	2	5	0	5	1	7	0	4
6	11	12	-1	13	6	13	-0,5	12	2	12	-0,5	10
10	14	16	-1,5	17	11	19	- 1	18	4	17	-0,5	15
14	16	20	- 2	22	17	26	- 2	25	6	20	-1,5	20
18	16	25	- 3	28	21	34	- 3	33	8	24	- 2	25

Kp	Belastungspunkt 4				Belastungspunkt 5				Belastungspunkt 6			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit
2	7	4	0	6	2,5	1	0	2	2	3,5	0	3
6	12	9	-0,5	12	5	3	-0,5	5,5	4	6	0	8
10	18	14	1,5	17	10	7	-1,5	10	8	8	-0,5	11
14	22	18	2,5	22	15	12	- 3	16	11	10	-1,5	13
18	25	22	4	27	20	17	- 5	22	15	14	-2,5	17

Kp	Belastungspunkt 7				Belastungspunkt 8				Belastungspunkt 9			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit
2	4	2	0	2	1,5	1,5	0	1,5	2	6	0	3
6	6	5	-0,5	6	4	3,5	0	7	4	8	0	9
10	11	7	- 1	10	10	5	0	10	10	9	0	12
14	15	9	- 2	12	17	7	-1,5	13	15	10	0	15
18	20	11	- 3	15	23	10	- 3	18	20	12	- 1	17

6. Tabelle.

Meßergebnisse der Verbiegungen bei Prothese II (D.E.)

Kp	Belastungspunkt 1				Belastungspunkt 2				Belastungspunkt 3			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit
2	8	7	0	23,5	5	3	0	9,5	0	1	0	13,5
6	13	16	3,5	58	13,5	7	3	18	0	11	3	32
10	14	20	7	76	13,5	10	4,5	25	- 6	17	4,5	43
14	14,5	25	10	89	14	13	5	33	-10	22	5	54
18	12,5	30	9,5	96	19	15	5	41	-12	26	5,5	63

Kp	Belastungspunkt 4				Belastungspunkt 5				Belastungspunkt 6			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit
2	1,5	2	0	8	1	2	0,5	5	1,5	2	-0,5	5
6	5	5	0,5	19	4,5	5,5	2	14	5	5	0	17
10	7,5	8	2	26	7,5	8,5	2	22	6,5	8	2	22
14	9	10	2,5	31	8,5	11	1,5	28	8	10	2,5	27
18	11	12,5	3,5	36	11	14	1,5	34	10	12	2,5	31

Kp	Belastungspunkt 7				Belastungspunkt 8				Belastungspunkt 9			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit
2	3	2	- 1	8	3	2	- 1	5	0	1	0	3,5
6	8	3,5	- 2	11	7	4,5	- 2	10	2	3	- 1	8
10	11	6	- 2	19	11	6	-2,5	16	4,5	4	-1,5	12,5
14	15	7,5	- 2	23	16	8	- 3	21	7	5	- 2	16
18	18	10	-2,5	27	19	10	-3,5	27	9	5,5	- 2	18

7. Tabelle.

Meßergebnisse der Verbiegungen bei Prothese III (D.E.)

Kp	Belastungspunkt 1				Belastungspunkt 2				Belastungspunkt 3			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit
2	4	3	1,5	6	10	1	-0,5	3	3	1	0	2
6	13	5	0,5	13	20	5	0	6	5	2	- 1	5
10	21	8	0	19	31	7	0	10	8	3	- 1	8
14	30	10	-0,5	27	36	9	- 1	14	12	3,5	- 1	10
18	38	12	-1,5	32	45	11	- 2	17	15	4	- 1	13

Kp	Belastungspunkt 4				Belastungspunkt 5				Belastungspunkt 6			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit
2	5	1,5	- 1	2	4	1	-0,5	2,5	1	1	- 1	1,5
6	10	3	- 2	5	10	2	-1,5	6	4	2,5	-1,5	4
10	14	4	-2,5	8	16	4	-2,5	10	7	3	- 2	6
14	19	5	-2,5	10	22	5	- 3	12	10	3,5	- 2	8
18	23	6	-3,5	12	28	6	-3,5	16	14	4,5	-2,5	9

Kp	Belastungspunkt 7				Belastungspunkt 8				Belastungspunkt 9			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit
2	6	2	-1,5	1,5	8	1	- 1	2	3,5	1	-0,5	1,5
6	11	3	-2,5	4	14	2,5	- 2	6	6	1,5	-1,5	2,5
10	15	4,5	- 3	6	19	4	-2,5	8	13	2	- 2	4
14	19	5	-3,5	8,5	25	5	- 3	11	14	2,5	-2,5	5
18	22	6	- 4	11	31	6,5	- 4	14	14	3	- 3	7

8. Tabelle.

Meßergebnisse der Verbiegungen bei Prothese IV (D.E.)

Kp	Belastungspunkt 1				Belastungspunkt 2				Belastungspunkt 3			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Schei
2	7	1,5	0	8	7	2,5	-0,5	5,5	3,5	1,5	-0,5	6
6	16	4	-0,5	15	16	3	- 1	10	6,5	3,5	- 1	8
10	23	6	- 1	19	20	5,5	-2	15	9	4	- 1	10
14	30	8	- 2	23	27	8	- 2	21	10	6	- 1	12
18	40	10	-2,5	28	34	11	- 3	28	11	7	-1,5	16

Kp	Belastungspunkt 4				Belastungspunkt 5				Belastungspunkt 6			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Schei
2	9	2	- 1	6,5	11	2,5	- 1	6	8	3	-0,5	6
6	15	4	-1,5	9	18	4,5	-1,5	10	12	4	- 1	8
10	20	6	- 2	13	25	7	- 2	14	17	5,5	-1,5	11
14	26	7	-2,5	17	33	9	- 3	20	22	7	- 2	14
18	31	9	- 3	21	40	11	- 4	24	26	8,5	-2,5	18

Kp	Belastungspunkt 7				Belastungspunkt 8				Belastungspunkt 9			
	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Scheit	Kl.A	Kl.B	Kl.C	Schei
2	5,5	1,5	- 1	5	9	3	- 1	5	0,5	0	0	1
6	11	3	- 1	8	15	5	- 2	12	4	0,5	0	4
10	16	4	- 2	11	23	8	- 3	16	7,5	1	-0,5	6
14	23	5,5	-2,5	14	32	11	- 4	21	13	2,5	- 1	10
18	29	7	- 3	17,5	42	14	- 5	28	19	4,5	- 2	14

Die Abbildungen 1,2,3,4 wurden mit freundlicher Genehmigung von Herrn Privat-Dozent Dr.Dr. H. SPIEKERMANN aus dem Buch "Die Modellgußprothese" (35) entnommen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Privat-Dozent Dr.Dr. H. SPIEKERMANN für die freundliche Überlassung des Themas, seine vielseitigen Anregungen und Ratschläge während der Bearbeitung des Themas und für die Übernahme des Referates.

Frau Professor Dr. J. PODLESCH möchte ich für die freundliche Übernahme des Korreferates danken.

Für die Beratung in physikalischen Fragen und Hilfe beim Meßvorgang danke ich Herrn Dipl. Ing. Phys. V. MÜLLER, Meßtechnik Dr. Becker Düsseldorf.

LEBENSLAUF

Am 12.02.1941 wurde ich als Sohn des Bauingeniers Franz Grysko und seiner Ehefrau Luzie geb. Lichy in Kattowitz (Oberschlesien) geboren.
Nach 7-jährigem Volksschul - und 4-jährigem Besuch des Gymnasiums in Oppeln erlangte ich am 30 Mai 1959 das Zeugnis der Reife.
Nach einem 10-semestrigen Studium der Zahnmedezin an der Schlesischen Medizinischen Akademie in Hindenburg, bestand ich im April 1965 das Zahnmedizinische Staatsexamen.
Seit April 1965 arbeitete ich als selbständiger Zahnarzt in Oppeln (Oberschlesien).
Seit April 1975 habe ich mich als Zahnarzt in Viersen niedergelassen.

Siegfried Grysko